



Untersuchung menschlicher Griffsteifigkeit zur Teleoperation einer weichen Roboterhand

Mark Haas



MASTERARBEIT

UNTERSUCHUNG MENSCHLICHER GRIFFSTEIFIGKEIT ZUR TELEOPERATION EINER WEICHEN ROBOTERHAND

Freigabe:

Der Bearbeiter:

Unterschriften

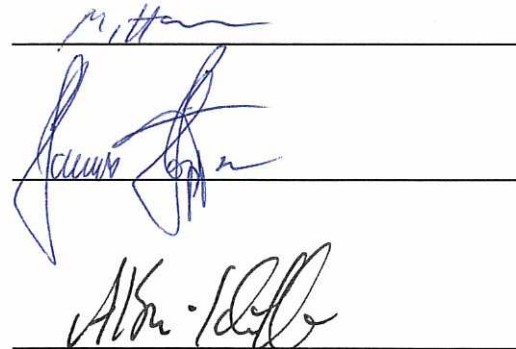
Mark Haas

Betreuer:

Dr.-Ing. Hannes Höppner

Der Institutsdirektor

Dr. Alin Albu-Schäffer



Dieser Bericht enthält 114 Seiten, 70 Abbildungen und 18 Tabellen

Masterarbeit

Studiengang
Automatisierungstechnik und Robotik

Untersuchung menschlicher Griffsteifigkeit zur Teleoperation einer weichen Roboterhand

Mark Haas

Betreuer der Hochschule:

Prof. Dr. Holger Arndt
Prof. Dr. Dirk Jacob

Betreuer des Instituts:

Dr.-Ing. Hannes Höppner
Dipl.-Ing. (FH) Werner Friedl

Durchgeführt am Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt
Institut für Robotik und Mechatronik

Kempten, am 15. Mai 2017

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei all jenen bedanken, die mich im Rahmen meiner Masterarbeit begleitet haben.

Zuerst möchte ich meinen Betreuern Dr.-Ing Hannes Höppner sowie Dipl.-Ing (FH) Werner Friedl für deren technische und persönliche Kompetenz danken. Die erhaltene Hilfestellung für das Untersuchen und Erstellen der Arbeit ist unbezahlbar.

Weiter möchte ich Robin Gruber für die Beihilfe zur Auslegung der analogen Schaltung, Robert Burger und Roman Weitschat für die Hilfe der Einrichtung des Greifkraftmasters sowie Holger Urbanek für die Fotografien danken. Dank gilt auch allen Mitgliedern der *bionics group*, die stets mit Rat und Tat zur Seite standen.

Ganz besonders möchte ich mich bei Prof. Dr. Holger Arndt und Prof. Dr. Dirk Jacob für die fachliche Betreuung während der Masterarbeit sowie während des kompletten Studiums bedanken.

Zuletzt möchte ich bei meiner Familie und meinen Freunden bedanken für deren moralische Unterstützung und Motivation.

Kurzfassung

Der Nutzen und die Flexibilität eines robotergesteuerten Greifers ist stark von der Anzahl an unterschiedlichen, ausführbaren Griffarten und der Komplexität der Steuerung abhängig. Eine inhärente Nachgiebigkeit des Endeffektors kann zusätzliche Freiheitsgrade bereitstellen, ohne dass sich der Aufwand zur Steuerung erhöht und zusätzlich die Akteure im Falle einer Kollision mit der Umwelt schützt sowie die Interaktion zwischen Mensch und Maschine sicherer macht.

In dieser Arbeit wird ein neuartiger Ansatz der Telemanipulation der Steifigkeit einer weichen, nachgiebigen Roboterhand präsentiert, bei dem die, durch oberflächliche Elektromyographie (sEMG), gemessene Aktivität zweier intrinsischer Handmuskeln zur aktiven Beeinflussung der Fingersteifigkeit der Roboterhand genutzt wird. Der Nutzen einer Variabilität der Steifigkeit wird in einem Greifexperiment untersucht. Zuerst werden theoretische Grundlagen vermittelt und der Stand der Technik sowie die verwendete Roboterhand vorgestellt. Hierauf folgt die Beschreibung der Aufnahme und Verarbeitung der sEMG-Signale und einer Kalibrierungsmethode zwischen sEMG und Steifigkeit mit einer kostengünstigen, autonomen Messbox.

Die Telemanipulation der Steifigkeit wird in einer Probandenstudie über das Greifen einer Lebensmittelschale aus einer Kartonagenkiste untersucht. Drei unterschiedliche Fingersteifigkeiten - gering, hoch und sEMG-basiert - werden getestet. Haptisches Feedback wird über ein Force Feedback Gerät zurückgegeben. Eine Sichtbeeinträchtigung wird über eine modifizierte Schweißbrille simuliert. Es wird der Einfluss der Sichtbeeinträchtigung, des Force Feedback und der variablen Steifigkeit auf den Greiferfolg analysiert. Die Greifstrategie zeigt das Ausnutzen von Umweltbedingungen, um einen sicheren Griff auf das Objekt zu erreichen. Die hohe und sEMG-basierte Steifigkeit bietet insgesamt mehr Vorteile als die geringe Steifigkeit. Die Sichtbeeinträchtigung hat direkten Einfluss auf die Zeit und Anzahl an Greifvorgängen, bevor ein einzelner Greifversuch abgeschlossen werden kann sowie auf das Gelenksdrehmoment. Das Force Feedback reduziert die Motorposition der Roboterhand.

Mögliche Anwendungsgebiete für eine aktive Steuerung der Impedanz sind die impedanzgeregelte Teleoperation, Roboter im Mensch-Maschine-Kontakt sowie die Handhabung von empfindlichen Objekten.

Abstract

Usefulness and flexibility of robotic grasping is highly dependent on the number of different grasps one can execute and how complex the control method is. Inherent compliance of the end-effector provides additional degrees of freedom without increasing the control complexity and, at the same time, protects the actuators in case of impacts in unknown environment as well as making human-machine-interaction safer.

In this thesis a novel way to teleoperate the stiffness of a compliant robotic hand is presented, where surface electromyography (sEMG) signals of intrinsic hand muscles are used to actively modulate the robotic finger stiffness. Variation of stiffness and its usefulness is investigated in a grasping task. First, theoretical background and an overview over the state of the art and the used the compliant robotic hand and its variable stiffness actuation is provided. Acquisition and evaluation of sEMG signals as well as the calibration procedure of sEMG to stiffness is done with a low-cost, standalone analysis box.

Teleoperation of stiffness is examined in a user study about grasping a food box out of a cardboard packaging. Three different stiffness settings - low, high and EMG-based - are tested. Haptic feedback is given by a force feedback device. Visual impairment is simulated with obstructive glasses. The influence of visual impairment, force feedback and variable stiffness of the robotic hand on the grasping procedure is investigated. The grasping strategy shows a distinct exploitation of environmental constraints to get a secure grasp on the object. High and EMG-based stiffness grant an overall advantage over the low stiffness setting. Visual impairment has a distinct influence on time duration and on the number of grasping actions needed to complete the grasping trial as well as on the joint torque. Force feedback yields a decreased commanded motor position.

Potential applications for actively controlled impedance range from impedance-controlled telesurgery to robots interacting with humans and handling of delicate objects.

Inhaltsverzeichnis

1	Einführung	1
1.1	Problemdefinition	1
1.2	Zielsetzung	2
2	Theoretische Grundlagen	4
2.1	Steifigkeit eines robotischen Systems	4
2.1.1	Begriffsdefinition Steifigkeit	4
2.1.2	Aktoren mit variabler Steifigkeit (VSA)	6
2.2	Aufbau der menschlichen Hand	8
2.3	Funktionsweise der Muskeln	12
2.4	Elektromyographie (EMG)	14
2.4.1	Entstehung des Muskelpotentials	14
2.4.2	Filterung von EMG-Signalen	16
2.4.3	Nutzung von EMG zur Kraft- und Steifigkeitsvorhersage	16
2.5	Klassifikation des menschlichen Griffes	19
3	Stand der Technik	23
3.1	Pisa/IIT SoftHand	23
3.2	RBO Hand 2	25
3.3	ISR-SoftHand	27
3.4	DLR Awiwi Hand	28
3.5	DLR WHISG Hand	30
3.6	Steifigkeitstransfer auf Industrieroboter	33
3.6.1	Experiment: Objektplatzierung im beengten Raum	33
3.6.2	Experiment: Auffangen eines Balls	34
3.6.3	Experiment: Nachahmung der menschlichen Handschrift	35
4	Material und Methoden	37
4.1	Stiffness Measurement Box	37
4.1.1	Auswertung der EMG-Signale	37
4.1.2	Vorstellung des Grasp Perturbators	40
4.1.3	Kalibrierungsmethode von EMG zu Steifigkeit	43
4.2	Verbindung der WHISG Hand zum menschlichen Bediener	45
4.3	Force Feedback (FF)	47
4.4	Planung der Probandenstudie	48
4.4.1	Ablauf des Experiments	49

4.4.2	Statistische Versuchsplanung	51
5	Ergebnisse	54
5.1	Steifigkeitskalibrierung mit der Stiffness Measurement Box	54
5.2	Übersicht der Mittelwerte aller Testmerkmale	56
5.3	Statistische Auswertung	61
5.4	Rückmeldungen des Fragebogens	62
6	Diskussion	63
6.1	Analyse der Greifstrategien	63
6.2	Variation der Fingersteifigkeit	65
6.3	Auswertung der Erkenntnisse	68
6.4	Problemstellungen	72
7	Zusammenfassung und Ausblick	74
	Literatur	79
	Anhang A: Ergänzungen zu den theoretischen Grundlagen	83
A.1	Muskelmodell Bewegungsmodell 2. Ordnung	83
A.2	Muskelmodell nach Hill	84
A.3	Muskelmodell nach Huxley	85
A.4	Darstellung der kompletten GRASP Taxonomie	86
	Anhang B: Ergänzungen zum Stand der Technik	87
B.1	Greifen verschiedener Objekte mit der Awiwi-Hand	87
	Anhang C: Ergänzungen zu Material und Methoden	88
C.1	Bedienungsanleitung der Stiffness Measurement Box	88
C.2	Schaltplan der Stiffness Measurement Box	93
C.3	Filterabfolge der EMG-Signale	96
C.4	Fragebogen für die Probandenstudie	97
	Anhang D: Ergänzungen zu den Ergebnissen	98
D.1	Detaillierte Ergebnisse der ersten Studie	98
D.2	Unnormierte Ergebnisse der Testmerkmale	102
	Anhang E: Ergänzungen zur Diskussion	104
E.1	Muskelaktivität der Kalibrierung	104
E.2	Korrelationen zwischen den Testmerkmalen	104
E.3	Verhältnis der Auslenkung zum Gelenkdrehmoment	105

1 Einführung

Die menschliche Hand fasziniert bereits seit Jahrhunderten. Aristoteles bezeichnete „die Hand [als] das Werkzeug der Werkzeuge“ [Aristoteles, 350 v. Chr.]. Als alltägliches Hilfsmittel zum Greifen und Bewegen von Objekten sowie der Interaktion mit der Umwelt ist die Hand zentral für einen selbstbestimmten Alltag. Der Großteil der vom Menschen hergestellten Gegenstände und Technologien sind effektiv an die Form und Funktion der Hand angepasst, weshalb der Verlust dieser Gliedmaße in vielen Fällen zu einer direkten Einschränkung des täglichen Lebens führt. Industrieroboter und humanoide Roboter können von einer Neuentwicklung im Bereich der Objektmanipulation profitieren, indem vom Menschen inspirierte Greifer entwickelt werden, die vergleichbare Funktionalitäten wie eine echte Hand bieten. Hierdurch ist es der Technik möglich, noch intuitiver mit den vom Menschen hergestellten Objekten umzugehen. Gemäß den Leitsätzen der Bionik soll die menschliche Hand nicht eins zu eins kopiert, sondern deren Funktionsweise verstanden und auf ein technisches Produkt in abstrahierter Form übertragen werden.

1.1 Problemdefinition

Die Automatisierung in der Industrie ist in den letzten Jahren deutlich gestiegen. Prognosen renommierter Beraterfirmen, wie beispielsweise McKinsey, prognostizieren einen Automatisierungsgrad aller Tätigkeiten oberhalb von 50% in den nächsten dreißig Jahren [McKinsey, 2017]. Der Kontakt zwischen Mensch und Maschine wird zum Beispiel in Fabrikhallen zur Herstellung von Fahrzeugen weiter zunehmen, weshalb ein sicherer Umgang der Technik mit dem Menschen gegeben sein muss.

Ein eher ungewöhnlicher Einsatzort für Robotersysteme sind Supermärkte, die einen Lieferservice bieten. Hierfür müssen unterschiedlichste Nahrungsmittel kommissioniert und anschließend verpackt werden, was zumeist in gekühlten Räumen stattfindet. Aufgrund der niedrigen Temperaturen ist es für den Supermarkt wünschenswert, die Arbeit von Robotern durchführen zu lassen, anstatt die menschlichen Mitarbeiter unter unangenehmen Bedingungen arbeiten zu lassen. Bei der Handhabung von Lebensmitteln sind besondere Anforderungen an die Technik gefordert. Durch die verschiedenen Eigenschaften vieler Nahrungsmittel, wie beispielsweise der Härte einer Tomate im Vergleich zu einer Kokosnuss, müssen die eingesetzten Greifer Vielseitigkeit beweisen.

Viele Freizeitparks nutzen fiktive Figuren, anhand derer eine Marke eindeutig identifiziert werden kann. In den Figurkostümen stecken noch immer Menschen, die stundenlang in schweren, heißen Kostümen die Besucher begeistern sollen. Bei der Begrüßung der Parkbesucher könnten Roboter mit weichen Händen zum Einsatz kommen, die nachgiebig im Kontakt mit der

Umwelt sind und dadurch automatisch im Falle einer Kollision ausweichen. Die physische Interaktion von Mensch und Maschine stellt dadurch kein Sicherheitsrisiko dar.

Das von der EU geförderte Projekt Soft Manipulation (SOMA) hat den Zweck, weiche Roboterhände für solche Anwendungsfälle zu entwickeln (Abb. 1). Ziel des Projektes ist die Entwicklung einfach bedienbarer, nachgiebiger Hände, die dennoch stark sind und robust in unterschiedlichen Umgebungen eingesetzt werden können. Als Vorbild dient die menschliche Hand, die in ihrer Flexibilität beim Gebrauch unter verschiedensten Rahmenbedingungen unübertroffen ist.



Abbildung 1 Projekt Soft Manipulation (SOMA) zur Entwicklung weicher Roboterhände

Durch die inhärente Nachgiebigkeit können physikalische Zwangsbedingungen der Umwelt, wie beispielsweise Tischoberflächen oder Wände, effektiv ausgenutzt werden, wodurch ein stabiler Griff in einem dynamischen, variablen Umfeld ausgeführt werden kann. Allerdings erfordern weiche Roboterhände einen Paradigmenwechsel innerhalb der Greifertechnologie, die klassischerweise mit steifen Objekten und Greifern arbeitet. Die Ergebnisse des Projekts sind dabei nicht nur auf die untersuchten Bereiche innerhalb der Unterhaltungs- und Lebensmittelbranche anwendbar, sondern auch überall dort denkbar, wo ein aktiver Kontakt zwischen Mensch und Maschine stattfinden soll.

1.2 Zielsetzung

Im Fokus dieser Arbeit liegt die Untersuchung der intuitiven Veränderung der Fingersteifigkeit einer weichen, nachgiebigen Roboterhand über die Muskelaktivität des Bedieners. Die Erfassung der Muskelaktivität erfolgt über die Messung von elektrischen Signalen mittels oberflächlicher Elektromyographie (sEMG). Die Messung soll durch kabellose Elektroden der Fa. Delsys durchgeführt werden, die bereits in unterschiedlichen Studien und Aufgabenbereichen des Deutschen Zentrums für Luft- und Raumfahrt (DLR) erfolgreich eingesetzt wurden. Die Auswertung der sEMG-Signale geschieht über die neu entwickelte *Stiffness Measurement Box* (SMB). Hierfür ist eine Operationsverstärkerschaltung notwendig, um die Signale mit dem, in der SMB integrierten, Arduino-Mikrocontroller messen zu können. Weiter wird eine Methodik benötigt, mit der die gemessenen Rohsignale gefiltert und schließlich zur kontinuierlichen Teleoperation der Steifigkeit eines robotischen Systems genutzt werden können.

In einer Vorstudie [Höppner *et al.*, 2017] konnte die gute Vorhersagegüte der Fingersteifigkeit über die Aktivität der beiden intrinsischen Handmuskeln *M. interosseus dorsales I, II* (MID1, MID2) nachgewiesen werden. Weiter stellten Höppner *et al.* [2017] die Hypothese auf, dass eben diese zwei Muskeln optimal für die kontinuierliche Teleoperation geeignet sind. Vor der Teleoperation muss eine Kalibrierung der Fingersteifigkeit des Indexfingers zur Muskelaktivität von MID1 und MID2 erfolgen. Die Messung der Steifigkeit erfolgt über den Grasp Perturbator, einem am DLR entwickelten Messgerät [Höppner *et al.*, 2011]. Für die Verwendung zur Kalibrierung muss dieses innerhalb der SMB integriert werden. Zusätzlich ist eine Methode herzuleiten, mit der die berechnete Fingersteifigkeit zur gemessenen Muskelaktivität in Beziehung gesetzt werden kann. Durch diese Erweiterung der SMB soll ein System entwickelt werden, das unabhängiger von größeren, computerbasierten Messsystemen verwendet werden kann.

Die Teleoperation der Steifigkeit wird an der, ebenfalls am DLR entwickelten, WHISG Hand erprobt. WHISG steht für 'wearable hand to investigate stiffness in grasping' und bezeichnet eine tragbare Hand zur Untersuchung der Steifigkeit bei Greifvorgängen. Die Hand besitzt zwei Finger und einen opponierenden Daumen, deren Steifigkeit durch Federelemente zwischen An- und Abtrieb der Aktoren flexibel variiert werden kann. Innerhalb einer zu planenden Probandenstudie soll der Nutzen der Steifigkeitsvariation (K) getestet werden. Die Variation soll zwischen einer niedrigen, einer hohen und einer variablen sEMG-basierten Einstellung erfolgen. Zusätzlich soll der Einfluss eines Force Feedback Mechanismus (FF), das heißt einer Krafrückkopplung, und einer Sichtbeeinträchtigung (*visual impairment*, VI) auf den Greiferfolg untersucht werden. Ersteres wird der Proband über ein in der Hand getragenes Gerät erhalten, das außerdem aktiv zum Steuern des Greifvorgangs mit der WHISG Hand genutzt werden kann. Letzteres wird über eine speziell angefertigte Schweißbrille simuliert.

Die aus dieser Arbeit resultierenden Rückschlüsse aus der Probandenstudie sollen für weitere Entwicklungsschritte im Projekt SOMA genutzt werden können. Dazu gehören eine Beurteilung zur nötigen Komplexität des Greifers sowie die Anzahl der benötigten Sensoren. Außerdem soll eingeschätzt werden, inwiefern ein Force Feedback Mechanismus den Greifvorgang beeinflusst. Zuletzt sollen Aussagen getroffen werden, ob physikalische Zwangsbedingungen ausgenutzt werden, um ein Objekt erfolgreich zu greifen. Abschließend sollen allgemeine Schlussfolgerungen für Weiterentwicklungen im robotischen Bereich gezogen werden, insbesondere bei der Interaktion von Mensch und Maschine.

2 Theoretische Grundlagen

Im folgenden Kapitel wird auf den Begriff der Steifigkeit sowie auf Entwicklungen im Bereich der Aktoren mit variabler Steifigkeit und deren Nutzen eingegangen. Auf die Definition der Steifigkeit im technischen Kontext folgt der Aufbau der menschlichen Hand sowie eine Erklärung der Muskelfunktionsweise. Abschließend wird eine Einführung in die Elektromyographie gegeben und die Fähigkeiten des menschlichen Griffes und unterschiedliche Klassifikationen verschiedener Griffarten näher betrachtet.

2.1 Steifigkeit eines robotischen Systems

Zentraler Gegenstand dieser Arbeit stellt die Änderung der Fingersteifigkeit einer robotischen Hand dar. Als Vorbild hierfür dient der menschliche Körper, der durch Muskelkontraktion in der Lage ist, zum Beispiel bei Kollisionen die Steifigkeit zu verändern und damit Verletzungen vorzubeugen [Greibenstein *et al.*, 2011]. Klassische Robotersysteme werden so steif wie möglich konstruiert, um beispielsweise die Positioniergenauigkeit bei Bearbeitung von Bauteilen zu erhöhen sowie Schwingungsamplituden bei dynamischen Bewegungen zu verringern. Über eine aktive Regelung der Nachgiebigkeit, die dem Kehrwert der Steifigkeit entspricht, kann auf Änderungen in der Umgebung reagiert werden, indem Kräfte, Drehmomente sowie Gelenkpositionen durch Sensoren gemessen und diese vom Regler verarbeitet werden. Dies bringt jedoch eine vom Regler abhängige Verzögerung mit sich, weshalb auf Belastungsspitzen bei Kollisionen teilweise nicht reagiert werden kann [Haddadin *et al.*, 2007]. Der Roboter ist dementsprechend anhand der Materialwahl dennoch auf einen bestimmten Steifigkeitsbereich festgelegt.

In den letzten Jahren fanden vielzählige Entwicklungsmaßnahmen im Bereich der sogenannten „Variable Stiffness Actuators“ bzw. „Variable Impedance Actuators“ statt, um Robotersystemen eine, dem Menschen ähnliche, intrinsische Nachgiebigkeit zu ermöglichen. Im Folgenden soll der Begriff der Steifigkeit im Sinne eines technischen als auch eines biologischen Systems näher betrachtet und aktuelle Entwicklungen in der Robotik dargestellt werden.

2.1.1 Begriffsdefinition Steifigkeit

Für eine eindimensionale, ideale Feder ist die Steifigkeit definiert als das Entgegenwirken einer Verschiebung x bei Einwirken einer Kraft F . Befindet sich die Feder im Gleichgewicht und wird eine externe Kraft ΔF aufgebracht, so ist die Steifigkeit k gegeben durch:

$$k = \frac{-\Delta F}{\Delta x} \quad (1)$$

mit der resultierenden Verschiebung aus der Gleichgewichtslage Δx [Latash & Zatsiorsky, 1993]. Voraussetzung für die Gültigkeit der Gleichung ist, dass sich der Körper nach Ein-

wirken der Kraft F wieder in einem neuen Gleichgewichtszustand befindet und die Verschiebungen klein sind. Für reale, bewegte Systeme mit Massen und Dämpfungen kann dieses beschrieben werden durch:

$$m a + b v = -k x \quad (2)$$

$$m \frac{d^2 x}{dt^2} + b \frac{dx}{dt} = -k x \quad (3)$$

mit Masse m , Beschleunigung a , Dämpfung b , Geschwindigkeit v , Steifigkeit k sowie Verschiebung x . Für Gleichung (3) wird angenommen, dass die Masse m gleichmäßig verteilt ist und dass Massen, Dämpfungen und Steifigkeiten sich zeitlich nicht verändern. In biologischen Systemen sind m , b und k jedoch zeitlich veränderlich [Latash & Zatsiorsky, 1993] und können beschrieben werden durch:

$$F(t) = m(t) \frac{d^2 x}{dt^2} + b \frac{dx}{dt} + k(t) x(t) \quad (4)$$

mit auf das System wirkende Kraft $F(t)$, Trägheit $m(t)$, Viskosität $b(t)$, Steifigkeit $k(t)$ sowie Längenänderung $x(t)$ in Abhängigkeit der Zeit t . Durch Ableiten nach t und Dividieren beider Seiten durch dx/dt folgt:

$$\frac{dF}{dx} = \frac{dm}{dt} \frac{a}{v} + m(t) \frac{j}{v} + \frac{db}{dt} + b(t) \frac{a}{v} + \frac{dk}{dt} \frac{x}{v} + k(t) \quad (5)$$

mit Geschwindigkeit $v = dx/dt$, Beschleunigung $a = d^2x/dt^2$ und Ruck $j = d^3x/dt^3$, wodurch die üblicherweise für den Begriff Steifigkeit verwendete Ableitung dF/dx nicht nur von den zeitabhängigen Variablen m , b und k sondern auch von der Kinematik der Bewegung abhängig ist. Hierdurch beschreibt Gleichung (5) nicht nur systemabhängige Eigenschaften der Steifigkeit, sondern auch eine Abhängigkeit von der Messmethodik [Latash & Zatsiorsky, 1993].

Latash & Zatsiorsky [1993] führen außerdem den Begriff der „Quasi-Steifigkeit“ ein mit:

$$q(t) = \frac{dF}{dx} \quad (6)$$

und beschreiben damit das Maß des Widerstands zur Verformung bei Krafteinwirkung, ohne den zeitlichen Einfluss zu betrachten. Dies ist ein Begriff der Steifigkeit, der häufig in wissenschaftlichem Kontext verwendet wird, aber nicht zwingend für Steifigkeiten verwendet werden kann. Gleichung (6) kann beispielsweise auf ein ideales Pendel mit einer Masse angewendet werden, das bei Einwirken einer Kraft F auf die Masse eine Bewegung mit Winkel α hervorruft, die mit $dF/d\alpha$ beschrieben werden kann, allerdings keine elastische Deformation beziehungsweise Energiespeicherung mit sich bringt. Diese elastische Deformation, das Zurückkehren in die Ausgangsstellung ohne plastische, d. h. bleibende, Geometrieänderung nach Auslenkung durch eine Kraft, ist essentiell für den Begriff der Steifigkeit in einem

mechanischen System. Um den Begriff der Steifigkeit korrekt verwenden zu können, müssen die Messungen ebendieser vor und nach Auslenkung im Gleichgewichtszustand durchgeführt werden sowie die Speicherung einer potentiellen Energie gegeben sein [Latash & Zatsiorsky, 1993]. Im Falle der Finger erfüllen die Handmuskeln die Aufgabe des Widerstands gegenüber einer elastischen Deformation und Speicherung der potentiellen Energie. Die von Höppner *et al.* [2011] mit dem sogenannten „Grasp Perturbator“ durchgeführten Steifigkeitsmessungen der Finger erfüllen diese Anforderungen, weshalb hier korrekt von Steifigkeit gesprochen werden kann. Der Grasp Perturbator wird für diese Arbeit zur Kalibrierung der Muskelaktivität gegenüber der Fingersteifigkeit verwendet und im Kapitel 4.1.2 vorgestellt.

2.1.2 Aktoren mit variabler Steifigkeit (VSA)

Durch die intrinsische Elastizität der Muskeln ist der Mensch in der Lage, Energie bei Bewegungen zu speichern und diese in aufeinander folgenden Laufsequenzen zu nutzen. Klassische Werke von Hogan [1985a] und Pratt & Williamson [1995] leiteten den Wechsel ein, elastische Elemente zwischen Antrieb und Abtrieb des Aktors hinzuzufügen. Bekannt sind dabei Varianten von Aktoren sowohl mit einem Federelement mit konstanter oder variabler Steifigkeit (Variable Stiffness Actuator, VSA) als auch mit einem zusätzlichen dämpfenden Element (Variable Impedance Actuator, VIA). Im Folgenden wird der Begriff der Impedanz erklärt sowie die Implementierung und der Nutzen von VSAs in verschiedenen Aufgabenbereichen genauer betrachtet. Eine ausführlichere Übersicht findet sich in Vanderborght *et al.* [2013].

Begriffsklärung Impedanz: Nach Hogan [1985a] ist zur Manipulierung von Gegenständen die mechanische Einwirkung auf das zu handhabende Objekt zwingend erforderlich. Eine Einstufung der durchgeführten Tätigkeit kann anhand der ausgetauschten mechanischen Arbeit zwischen Manipulator und Umwelt erfolgen. Die Kontrolle vektorieller Größen wie der Position, Geschwindigkeit oder Kraft erfordert spezielle Strategien für eine erfolgreiche Regelung der Reaktion auf Umwelteinflüsse. In Richtung eines beliebigen Freiheitsgrades kann der Kraftfluss zwischen zwei unterschiedlichen physischen Systemen immer als Produkt von Leistung, z. B. einer Kraft, und Fluss, beispielsweise einer Geschwindigkeit, definiert werden. Dabei kann das physische System sowohl als Admittanz oder Impedanz angesehen werden. Erstere produziert eine Flussgröße bei Einwirken einer Leistungsvariablen. Das Gegenteil ist für Impedanzen der Fall, bei der beispielsweise eine Kraft-Komponente aufgrund einer auf das System wirkenden Geschwindigkeit erzeugt wird. Die mechanische Impedanz stellt damit den statischen und dynamischen Widerstand gegenüber äußeren Kräften dar.

Implementierung und Nutzen von VSAs: Im Gegensatz zu einer aktiv geregelten Nachgiebigkeit ist die passive, intrinsische Nachgiebigkeit der VSAs durch die Hinzunahme eines Federelements nicht von der Leistungsfähigkeit der Regelung abhängig und erhöht damit die Robustheit und Dynamik des Systems. Im Falle von Kollisionen mit der Umwelt erhöht sich

die Sicherheit, da die Nachgiebigkeit ohne Verzögerung genutzt werden kann. Weitere Nutzen nach Wolf *et al.* [2015] sind:

Dämpfung von Stößen: Bei Kollisionen mit der Umwelt zwischen steifen Robotersystemen und festen Objekten kommt es zu hohen Kraftspitzen, die potentiell die Mechanik der Roboterergelenke zerstören oder Schäden am Objekt verursachen können. Durch den Einsatz von flexiblen VSA-Elementen reduzieren sich die Kraftspitzen, wodurch das Antriebselement geschützt werden kann. Im Gegensatz zu klassischen Robotersystemen mit einer geregelten Nachgiebigkeit, wie dem KUKA Leichtbauroboter iiwa (LBR), erhöht sich zusätzlich die Reaktionszeit des Motors auf Zusammenstöße mit der Umwelt. Dies reduziert die Anforderungen an die Hardware sowie an die Regelungsleistung des Robotersystems.

Steifigkeitsvariation bei konstanter Belastung: Dies liefert Vorteile, sofern eine sanfte Interaktion mit der Umwelt gewünscht ist. Ein Beispiel hierfür ist das Nachfahren einer Oberfläche durch einen Roboterarm bei stetigem Aufbringen einer Kraft. Kleinere Unebenheiten können durch eine weichere Steifigkeitseinstellung ausgeglichen werden, wodurch sich die Veränderung der Krafteinwirkung aufgrund unvermeidbarer Positionierfehler verkleinert. Für sehr glatte Ebenen ist eine steifere Einstellung sinnvoll, da sich ein Stehenbleiben aufgrund der Stick-Slip-Reibungseffekte minimieren lässt.

Steifigkeitsvariation bei konstanter Position: Analog zur menschlichen Co-Kontraktion, der gleichzeitigen Anspannung von antagonistischen Muskelpaaren, kann der Roboter die Steifigkeit variieren, ohne dass sich die Position des Endeffektors ändert. Im Falle des statischen Haltens eines Gegenstandes im freien Raum würde eine steifere Einstellung den Positionierfehler bei äußeren Krafteinflüssen verringern.

Zyklische Bewegungen: Im Falle sich wiederholender Beschleunigungs- und Bremsvorgänge kann potentielle Energie in den Federn gespeichert werden. Dies verringert die vom Motor zu verrichtende Bewegung und kann dadurch Energie sparen. Lauf- und Sprungbewegungen sind klassische Beispiele, bei denen die Eigenschaften der VSAs einen natürlicheren Ablauf der Bewegung analog zum Menschen ermöglichen können.

Explosive Bewegungen: Hierfür wird eine sehr hohe Beschleunigung in kurzer Zeit benötigt. Während einer Blockierung des Aktors bei gleichzeitigem Aufbringen eines Drehmoments durch den Motor kann in den Federelementen Energie gespeichert werden. Bei Auflösen der Blockade verhält sich der VSA analog zu einem schnipsenden Finger und erreicht dadurch höhere Geschwindigkeiten als allein durch den Motor möglich wären. Voraussetzung für die volle Ausnutzung des Federpotentials ist ein ausreichend starker Motor zum kompletten Vorspannen der Feder. Die maximal mögliche Vorspannung ist ausschlaggebend für die maximal zu erreichende Beschleunigung. Durch eine weiche Steifigkeitseinstellung beim Vorspannen und ein Versteifen während der Beschleunigungsphase verbessert sich die erzielte Leistung.

Auf die Vorstellung der Steifigkeit in einem technischen Kontext folgt nun eine Übersicht über den muskulären Aufbau der menschlichen Hand sowie über die an der Fingersteifigkeit beteiligten Muskeln, die generell zur Teleoperation der Steifigkeit auf die Roboterhand genutzt werden können.

2.2 Aufbau der menschlichen Hand

Die menschliche Hand beinhaltet ein Skelettgerüst aus insgesamt 27 Knochen mit 22 Gelenken, die jeweils unterschiedlich viele Freiheitsgrade (FG) besitzen. Insgesamt 19 Muskeln im Unterarm erhöhen die Flexibilität und Geschicklichkeit der Hand (Abb. 4). Direkt in der Hand befinden sich weitere 19 verschiedene Muskeln (Abb. 3). Durch Synergien sind die Fingermuskeln mit den Muskeln im Unterarm verbunden und ermöglichen ein kontrolliertes Durchführen von Bewegungen und Tätigkeiten. Im neurowissenschaftlichen Kontext versteht man unter Synergien die Reduzierung der Bewegungskomplexität auf eine definierte Abfolge von Bewegungsabläufen aufgrund des eindeutigen Aktivierungsmusters der Muskeln [Catalano *et al.*, 2013], weshalb die menschliche Hand weitaus mehr FG besitzt, als für einen erfolgreichen Greifvorgang nötig wären [Bicchi *et al.*, 2011]. Die oberflächlichen, extrinsischen Muskeln dienen vorrangig zur Kraftentwicklung, während die tieferliegenden, intrinsischen Muskeln koordinative und stabilisierende Aufgaben übernehmen [Schünke *et al.*, 2005].

Direkt oberhalb des Handgelenkes befindet sich der Bereich der Handwurzel (Carpus), der über die Unterarmknochen Radius und Ulna mit dem Unterarm verbunden ist. Hierauf folgt die Mittelhand (Metacarpus). Den Abschluss bilden die Fingerknochen (Phalangen). Mit Ausnahme des zweigelenkigen Daumens besteht jeder Finger aus drei Gelenken. Der proximale Fingerknochen (Phalanx proximalis) ist über das Metacarpal-Gelenk (MCP) mit den Mittelhandknochen verbunden. Verbindungsgelenke zwischen proximalen und medialen sowie zwischen medialen und distalen Fingerknochen sind die Fingermittel- (PIP) respektive Fingerendgelenke (DIP). Die PIP- und DIP-Gelenke sind Beispiele für Gelenke mit einem Freiheitsgrad, mit denen lediglich ein Beugen (Flexion) beziehungsweise Strecken (Extension) der oberen zwei Phalangen möglich ist. Das MCP-Gelenk der Finger weist einen zusätzlichen Freiheitsgrad zur Spreizung (Ab- und Adduktion) auf. Die mit dem Daumen durchführbare Rotation ist in den Fingergrundgelenken durch Bänder eingeschränkt.

Der später in Kapitel 4.1.2 vorgestellte Fingerperturbator ist in der Lage, die Steifigkeit des Zeigefingers im Pinzettengriff zu messen, weshalb alle für dessen Bewegung relevanten Muskeln näher betrachtet werden. Die im Unterarm liegenden Flexoren *M. flexor digitorum superficialis* / *profundus* (FDS / FDP) sind für die Flexion des Handgelenkes sowie der MCP- und PIP-Gelenke des Zeige-, Mittel- und Ringfingers verantwortlich. Ebenfalls im Unterarm befinden sich die Extensoren *M. extensor indicis proprius* (EIP) und *M. extensor digitorum* (ED),

die für die Extension aller Fingergelenke des zweiten Fingers respektive aller Finger sorgen. Alle vier Muskeln verlaufen oberflächlich und sind für die Kraftentwicklung der Finger maßgebend. Unterhalb des Handrückens befinden sich die Hohlhandmuskeln *M. interosseus dorsales I* und *II* (MID1, MID2), die für die Abduktion des MCP-Gelenks und die Extension der DIP- und PIP-Gelenke des Zeige- respektive Mittelfingers eingesetzt werden. Für die Flexion des MCP-Gelenks ist der *M. lumbricales I* (ML1) verantwortlich [Schünke *et al.*, 2005].

Abbildung 2 zeigt den Aufbau eines Einzelfingers zur Extension. Anhand der Sehnenverbindungen ist der direkte Einfluss der MID-Muskeln auf die Abduktion des MCP-Gelenks sichtbar. Die Verzweigung hin zu den Sehnen für die Extension, aktuiert durch den ED-Muskel, verdeutlicht die weitere Einflussnahme der MID-Muskeln auf diesen FG. Milner [2002] mutmaßt, dass gerade die Extensormuskeln, im Falle einer Co-Kontraktion antagonistischer Muskeln, zur Erhöhung der Steifigkeit beitragen, vermutlich durch einen Stabilisierungseffekt bei der Regelung der Kraftrichtung der Finger. Aufgrund des geringen Abstandes der MID- und ML-Muskeln kann mit der später vorgestellten oberflächlichen Elektromyographie (vgl. Kap. 2.4) zwar die Kontraktion der zur Steifigkeitsmodulation des Zeigefingers beteiligten Muskeln festgestellt werden, jedoch aufgrund des *crosstalks* nicht welcher Muskel letztendlich tatsächlich dafür verantwortlich ist.

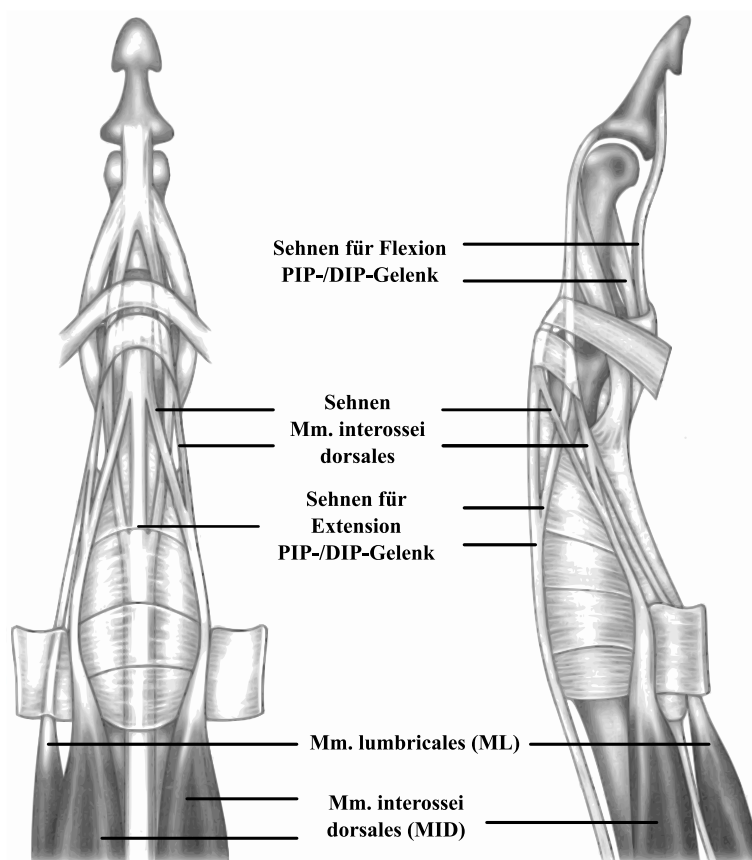


Abbildung 2 Aufbau eines Einzelfingers zur Extension in Ansicht von oben (links) und von der Seite (rechts), bearbeitet aus Schreuders *et al.* [2014]

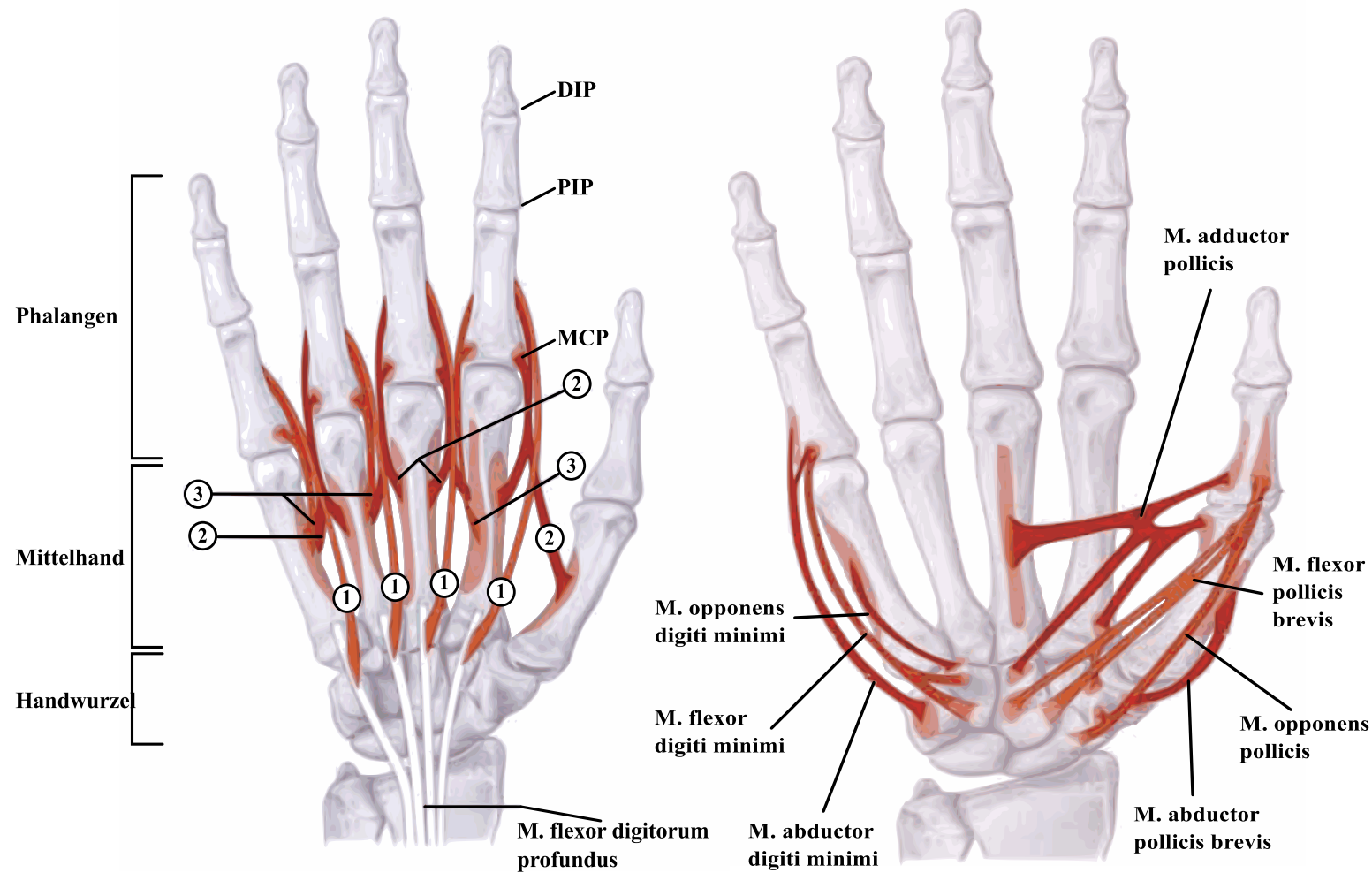


Abbildung 3 links: Knochenskelett und Mittelhandmuskulatur (1) *Mm. lumbricales I-IV*, (2) *Mm. interossei dorsales I-IV*, (3) *Mm. interossei palmares I-III*, MCP: Metacarpal-Gelenk, PIP: Fingermittelgelenk. DIP: Fingerendgelenk; rechts: schematische Zeichnung der Muskulatur der Handinnenfläche (rechts), nicht abgebildet *M. palmaris brevis*; bearbeitet aus Schünke *et al.* [2005]

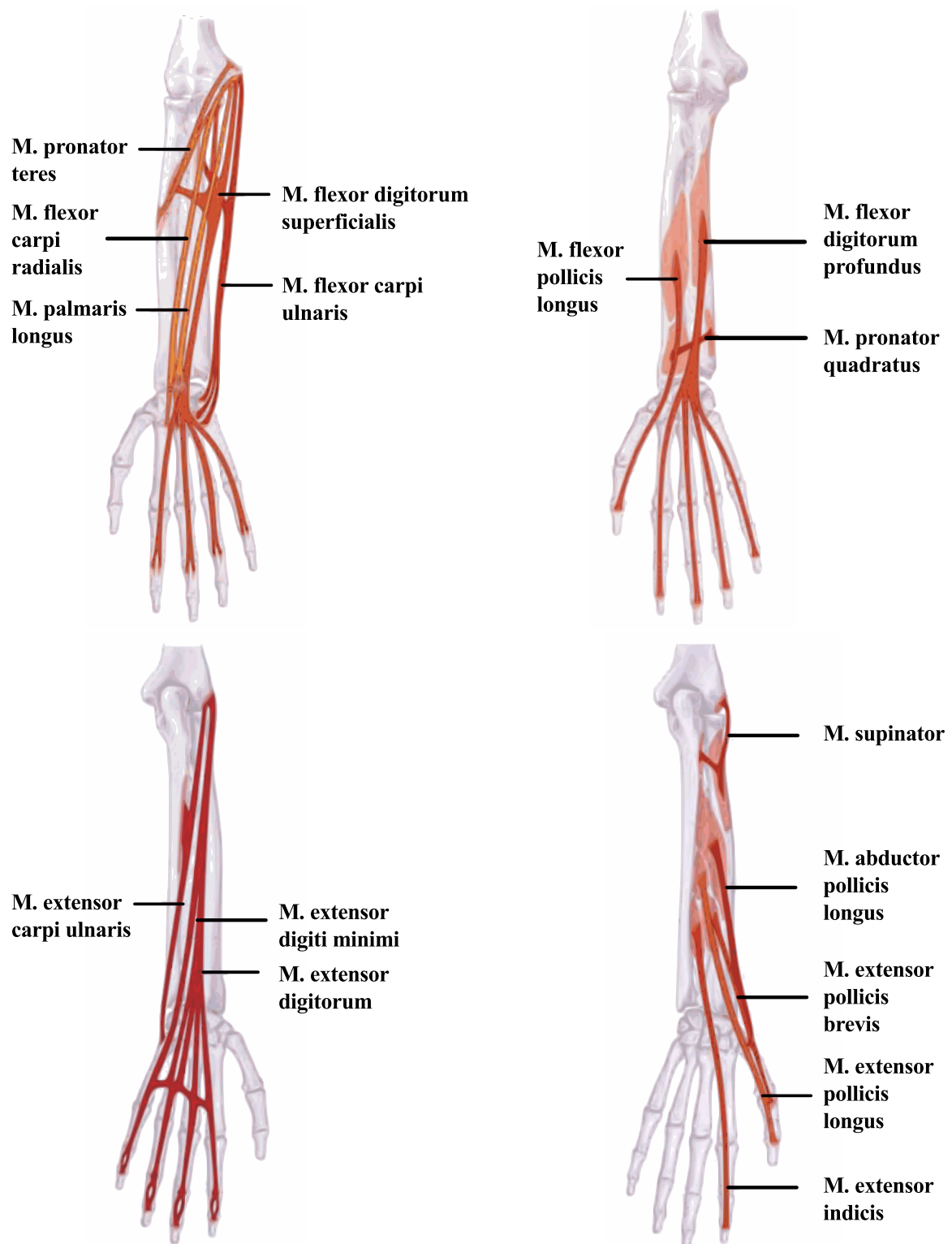


Abbildung 4 Schematische Zeichnung der oberflächlichen (oben links) und tief liegenden (oben rechts) Flexoren sowie der oberflächlichen (unten links) und tief liegenden (unten rechts) Extensoren, nicht abgebildet: Radialismuskulatur, bearbeitet aus Schünke *et al.* [2005]

2.3 Funktionsweise der Muskeln

Über die Kontraktion respektive Entspannung der Hand- und Unterarmmuskeln und der Kraftweiterleitung über Sehnen, können die einzelnen Fingergelenke der Hand aktuiert werden und damit mit der Umwelt interagieren. Sensorische Zellen innerhalb der Haut ermöglichen es, Berührungen, Vibrationen, Temperaturen oder Muskel- und Sehnenkräfte zu fühlen und darauf zu reagieren. Durch das Zusammenspiel verschiedener Aktivierung der Muskeln können unterschiedlichste Handbewegungen und Griffarten ausgeführt werden. Die Griffsteifigkeit resultiert aus den federähnlichen Eigenschaften der Muskeln und Anspannung ebendieser sowie aus der neuronalen Regelung. Durch Co-Kontraktion antagonistischer Muskelpaare kann die Steifigkeit nochmals variiert werden. Durch die neuronale Regelung kann eine Gleichgewichtsposition eines Gelenkes hergestellt werden. Je nach Verhältnis der Aktivierung von Agonist zu Antagonist verändert sich diese Gleichgewichtsposition [Hogan, 1985b]. Aufgrund der seriellen Verschaltung der Muskel- und Gelenksteifigkeiten kann beispielsweise die Steifigkeit des kompletten menschlichen Arms lokal variiert werden. Es ist möglich, lediglich das Handgelenk durch Anspannung der Unterarmmuskulatur zu versteifen, allerdings die Fingergelenke oder das Schultergelenk weiterhin flexibel zu bewegen. Im Folgenden soll kurz auf den allgemeinen Aufbau des muskulären Systems des Menschen sowie auf die Mechanismen bei einer Muskelkontraktion eingegangen werden.

Muskelphysiologie: Der Beschreibung der Muskelphysiologie und des Bewegungsapparats basiert auf Ausführungen innerhalb des Lehrbuches *Purves Biologie* von Sadava *et al.* [2011]. Der passive Teil des Bewegungsapparats besteht aus Binde- und Stützgewebe, die unter anderem zur Aufnahme und Übertragung von Kräften verantwortlich sind. Für die Ausführung willkürlicher Bewegungen und Krafterzeugung der Hände und Finger ist die Skelettmuskulatur verantwortlich und stellt damit den aktiven Teil dar (Abb. 5).

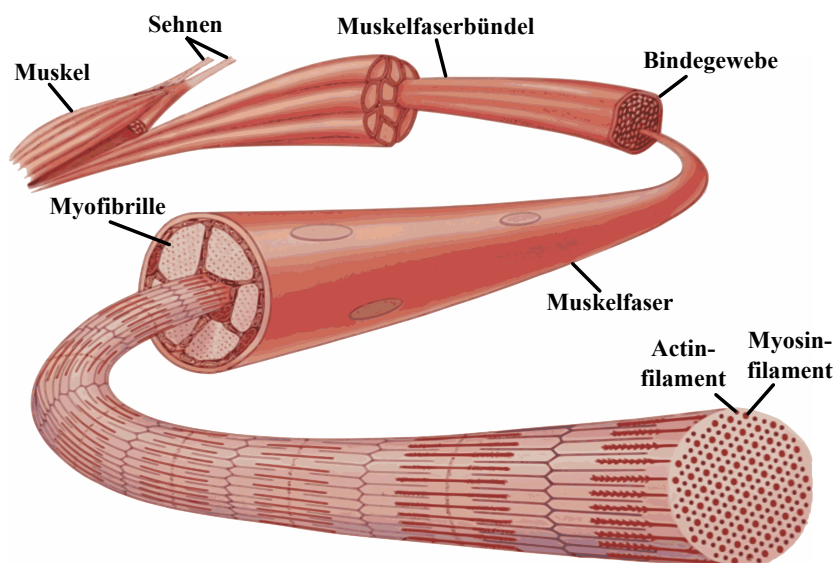


Abbildung 5 Aufbau der Skelettmuskulatur, bearbeitet aus Sadava *et al.* [2011]

Die beiden anderen Muskelarten, namentlich die Herzmuskulatur sowie die glatte Muskulatur für die Kontraktion der meisten Hohlorgane sowie Leitungsgefäße, sind für diese Arbeit nicht von Bedeutung. Die Skelettmuskulatur wird auch quergestreifte Muskulatur genannt und ist aus Muskelfaserbündeln aufgebaut. Diese bestehen aus einzelnen Muskelfasern, die durch Bindegewebe zusammengefasst werden. Muskelfasern wiederum bestehen aus Myofibrillen, die die kontraktile Filamente Actin und Myosin enthalten und für die Krafterzeugung benötigt werden. Eine einzelne Myofibrille besteht aus Sarkomeren, einem sich wiederholenden Element (Abb. 6). Durch die Z-Scheibe erhält jedes Sarkomer eine definierte Grenze, an denen die Actinfilamente verankert sind. An der M-Linie in der Mitte jedes Sarkomers befinden sich Proteine, die für die regelmäßige Anordnung der Myosinfilamente verantwortlich sind. Die A-Bande enthält sämtliche Myosinfilamente. Im Bereich der H-Zone sowie der I-Bande überlappen sich Actin- und Myosinfilamente nicht. Das Protein Titin besitzt eine hohe Elastizität und ist für den Dehnungswiderstand des entspannten Muskels verantwortlich.

Muskelkontraktion: Bei einer Muskelkontraktion bilden sich Querbrücken zwischen den sich überlappenden Bereichen von Actin- und Myosinfilamenten aus, was zur Aufstellung der Gleitfilamenttheorie verhalf. Jedes Myosinfilament besteht aus mehreren Myosinmolekülen, die wiederum aus zwei verdrehten Polypeptidketten bestehen und die in einem globulären Kopf enden. Diese Köpfe haben Stellen, an denen die Actinmonomere der Actinfilamente nach Ausschüttung von Kalzium-Ionen (Ca^{2+}) binden können und wodurch die Querbrücken entstehen. Aufgrund der Bindung knickt der Kopf ab und übt dadurch eine kleine Kraft aus. Bei Aufnahme von Adenosintriphosphat (ATP) löst sich der Myosinkopf wieder vom Actin ab. Bei der folgenden Hydrolyse von ATP in Adenosindiphosphat (ADP) und Phosphor (P_i) wird Energie frei, die zur Rückkehr des abgelenkten Kopfes in die Ausgangslage führt.

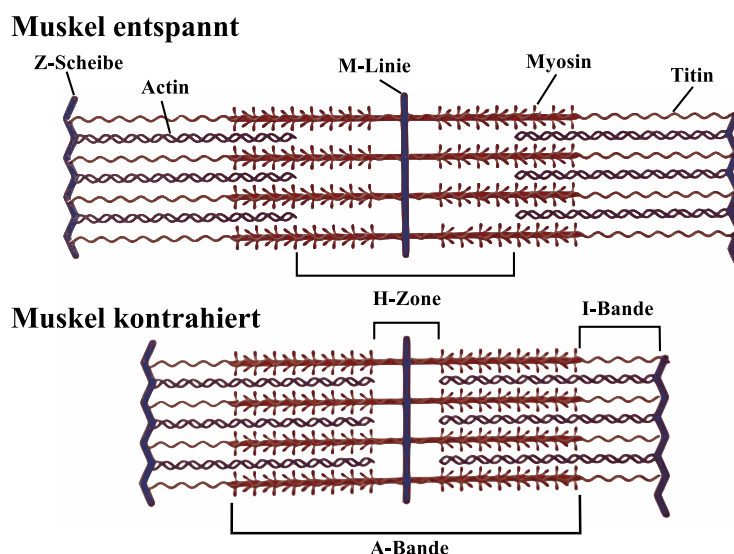


Abbildung 6 Darstellung eines einzelnen Sarkomers im entspannten und kontrahierten Zustand, bearbeitet aus Sadava *et al.* [2011]

Die Summation aller in Reihe geschalteten Sarkomere ergibt die gesamte Verkürzung des jeweiligen Muskels. Die aufgebrachte Kraft kann aus der Summe aller parallel geschalteten Sarkomere ermittelt werden.

Es existieren diverse theoretische Modelle zur Beschreibung der muskulären Funktionsweise, die aber nicht Gegenstand dieser Arbeit sind. Eine kleine Übersicht über drei Muskelmodelle ist im Anhang Kap. A.1, A.2 und A.3 zu finden. Auf die Erklärung der Funktionsweise menschlicher Muskeln folgt die Vorstellung der Elektromyographie zur Beurteilung der Muskelaktivität anhand der Messung und Verarbeitung elektrischer Signale.

2.4 Elektromyographie (EMG)

Die EMG bezeichnet die Analyse der Muskelfunktion durch die Messung elektrischer Signale aufgrund einer Kontraktion der Muskelfasern. Im Bereich der kinesiologischen EMG wird die willkürliche Muskelaktivierung bei Bewegungen oder Tätigkeiten erfasst und analysiert. Hierbei können sowohl quantitative als auch qualitative Aussagen über den Aktivitätsgrad des Muskels getroffen und damit dessen Funktion besser verstanden werden. Im Folgenden wird auf die physiologische Entstehung des Muskelpotentials näher eingegangen sowie die Verwendung im Bereich der Robotik vorgestellt.

2.4.1 Entstehung des Muskelpotentials

Die Aktivierung von Muskelfasern erfolgt über die neuronale Generierung von Aktionspotentialen durch α -Motoneuronen, die über die motorische Endplatte den Skelettmuskel aktivieren. Ein einzelnes, vom Rückenmark ausgehendes α -Motoneuron kann dabei Hunderte von Muskelfasern aktivieren [Sadava *et al.*, 2011]. Als motorische Einheit werden alle Muskelfasern bezeichnet, die von einem einzigen Motoneuron angesteuert werden. Dies beinhaltet, dass sich alle Muskelfasern innerhalb der gleichen Einheit bei Kontraktion identisch verhalten [Konrad, 2011]. Über die motorische Endplatte startet die Depolarisation der Membranen einer Muskelfaser bei Auftreten eines Aktionspotentials. Nach mehreren vorhergehenden, ausgelassenen Schritten werden innerhalb der Muskelzellen Ca^{2+} -Ionen ausgeschüttet, die die Myofibrillen stimulieren und damit den Mechanismus der Muskelkontraktion auslösen, der in Kapitel 2.3 bereits beschrieben wurde. Die Kraft einer Muskelkontraktion kann durch Erhöhung der Spikefrequenz, das heißt die Feuerrate der motorischen Einheit, als auch durch die Zunahme der insgesamt rekrutierten Motoneuronen gesteigert werden [Sadava *et al.*, 2011]. Das EMG-Signal bildet sich aus den elektrischen Potentialen aller Muskelfasern, die innerhalb einer motorischen Einheit erregt werden, und ist abhängig vom Abstand zwischen der platzierten Elektrode und der motorischen Endplatte (Abb. 7). Die Summation aller Potentiale wird als Motor Unit Action Potential (MUAP) bezeichnet. Im entspannten Zustand zeigt

ein gesunder Muskel keine beziehungsweise nur eine geringe EMG-Aktivität, was als Qualitätsmerkmal für die aufgenommenen Daten genutzt werden kann. Zeigt das unverarbeitete Roh-EMG-Signal ein großes Rauschen, kann von Störsignalen aus der Umwelt oder einer fehlerhaften Messapparatur ausgegangen werden [Konrad, 2011].

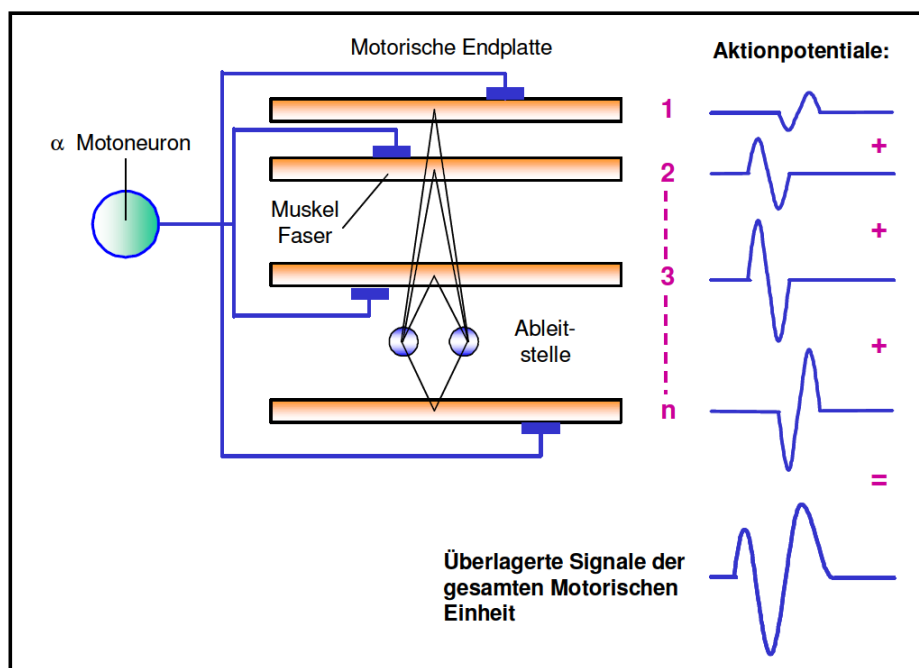


Abbildung 7 Überlagerung mehrerer, räumlich abhängiger Aktionspotentiale zu einem gesamten EMG-Signal [Konrad, 2011]

Aufgrund der stochastischen Natur aller EMG-Signale kann kein Rohsignal exakt reproduziert werden. Grund hierfür ist die sich ändernde Konstellation aller erfassten und aktivierten motorischen Einheiten. Die Amplitude eines EMG-Signalausschlages kann bei Athleten bis zu 5 V betragen. Beinhaltete Frequenzen liegen im Bereich von 5 und 500 Hz mit einem Hauptanteil zwischen 10 und 250 Hz [Konrad, 2011]. Eine Aufnahme der Signale kann über oberflächlich (surface electromyography, sEMG) als auch über invasiv (iEMG) platzierte Elektroden erfolgen. Durch die Platzierung der Elektrodenspitze direkt im Muskel steigt die lokale und physiologische Auflösung bei der iEMG stark an, jedoch kann dies Schmerzen verursachen und Blutungen hervorrufen.

Bei der sEMG wird die Messelektrode auf der Hautoberfläche des Testsubjekts oberhalb des Muskelbauches platziert. Dies bietet Vorteile hinsichtlich der Einfachheit der Anwendung, allerdings nimmt die Signalqualität ab. Aufgrund unterschiedlicher Gewebeeigenschaften der menschlichen Haut variiert die Leitfähigkeit ebendieser je nach Gewebetyp, Gewebedicke, physiologischen Gewebeänderungen und Temperatur. Die lokale Auflösung, das heißt ein gezieltes Messen eines einzelnen Muskels, ist teilweise durch ein dichtes Beieinanderliegen von unterschiedlichen Muskeln nicht möglich und es kommt zu einer Überlagerung der gemessenen Muskelaktivität. Dieser sogenannte *crosstalk* kann durch ein sorgfältiges Platzieren der

Elektroden gemindert werden. Weitere Einflussfaktoren auf die EMG-Signale sind die Distanzierungen zwischen Elektrode und Muskel bei dynamischen Bewegungsstudien, externe Störsignale durch zum Beispiel eine ungeerdete Spannungsversorgung (Netzbrummen im Bereich von 50 Hz) sowie die Auswahl der Elektroden und deren verwendete Verstärker [Konrad, 2011].

2.4.2 Filterung von EMG-Signalen

In der Literatur existieren unterschiedliche Vorgehensweisen zur Filterung der sEMG-Signale. Empfehlungen der beiden europäischen Projekte ISEK [Merletti, 1999] und SENIAM [Stegeman & Hermens, 1999] sehen eine Bandpassfilterung im Bereich zwischen 10 und 500 Hz vor. Rose [2014] zitiert diverse sEMG-Studien mit unteren Grenzfrequenzen von 5 bis 20 Hz sowie oberen Grenzfrequenzen zwischen 200 und 1000 Hz, De Luca *et al.* [2010] empfehlen einen Bereich zwischen 20 und 450 Hz. Ergebnisse von Potvin & Brown [2004] fechten diese Empfehlungen an. Ziel deren Studie ist es, den optimalen Frequenzbereich des EMG-Signals zu bestimmen, um vom Bizepsmuskel ausgeübte Kräfte möglichst präzise anhand der gemessenen Muskelaktivität vorherzusagen. Die Ergebnisse zeigen, dass der klassischerweise verwendete Frequenzbereich zwischen 20 und 450 Hz eine geringere Aussagekraft für die Vorhersage besitzt als der von Potvin und Brown verwendete Frequenzbereich zwischen 410 und 500 Hz, sofern Butterworthfilter der 1. Ordnung verwendet werden.

Auf die Bandpassfilterung folgt die Gleichrichtung des Signals durch Quadrieren und Wurzelziehen. Dies hat zur Folge, dass nun Amplitudenparameter wie Mittelwert, Maximum, Minimum und Integral berechnet werden können [Konrad, 2011]. Aufgrund der stochastischen Natur des EMG-Signals (vgl. Kap. 2.4.1) werden Glättungsverfahren angewendet, um eine Hüllkurve zu erhalten, die die EMG-Amplitude darstellt. Mögliche Verfahren sind der gleitende Mittelwert, das quadratische Mittel oder digitale Filter wie beispielsweise Butterworthfilter oder der exponentiell geglättete Mittelwert. Als Zeitfenster für die Glättung durch den gleitenden Mittelwert und dem quadratischen Mittel wird ein Wert zwischen 50 und 100 ms empfohlen [Konrad, 2011; Rose, 2014]. Für die digitalen Filter werden Grenzfrequenzen im Bereich von 5 Hz [Rose, 2014] und 2 Hz [Potvin & Brown, 2004] genannt.

2.4.3 Nutzung von EMG zur Kraft- und Steifigkeitsvorhersage

Die EMG-Amplitude kann qualitativ zur Vorhersage einer ausgeübten Kraft genutzt werden. Aufgrund physiologischer, anatomischer und technischer Faktoren eignet sie sich jedoch nicht zur quantitativen Einschätzung. Hierfür ist eine vorherige Kalibrierung des EMG-Signals zu einer mit einer entsprechenden Messeinrichtung gemessenen Kraft notwendig. Gleiches gilt für die Vorhersage der Steifigkeit. Anhand dreier Faktoren kann die Amplitude des EMG-Signals verändert werden [De Luca, 1997]:

- kausal
 - intrinsisch: Muskelfaserdurchmesser, Anzahl und Feuerrate der aktivierten motorischen Einheiten, Gewebeeigenschaften
 - extrinsisch: Elektrodenplatzierung und -orientierung
- zwischenliegend: *crosstalk*, Detektionsumfang der Elektroden, Filtermethode
- deterministisch: Anzahl und Feuerrate der detektierten motorischen Einheiten, Amplitude und Dauer der detektierten MUAPs

Aufgrund der probandenabhängigen Faktoren, wie dem Muskelfaserdurchmesser oder der Elektrodenplatzierung, ist ein Vergleich der EMG-Amplitude zwischen verschiedenen Testsubjekten nicht möglich. Hierfür sollte die Normierung auf einen pro Proband gemessenen Kraft- respektive Steifigkeitswert durchgeführt werden. Zur Kalibrierung bietet sich die Messung der sogenannten *maximum voluntary contraction* (MVC), das heißt dem Maximalmaß der freiwilligen Muskelkontraktion, an. Diese Messung muss auch bei Verschieben der Elektroden erneut durchgeführt werden, selbst wenn sich das Testsubjekt nicht ändert. Weiterer möglicher Einflusspunkt ist eine Veränderung der Gelenkwinkel zwischen Kalibrierungs- und Testphase, da sich hierdurch die Entfernung zwischen Muskelbauch und Elektrode und damit auch die gemessene Signalamplitude ändern kann [Wehner, 2012].

Diverse Studien versuchen, den Zusammenhang zwischen Muskelaktivität und gemessener Kraft beziehungsweise Steifigkeit zu quantifizieren. Generell zeigt die Federkonstante der Muskeln, aufgrund deren elastischen Eigenschaften, ein nicht-lineares Verhältnis sowohl für die erzeugte Kraft als auch für die Längenänderung [Monroy *et al.*, 2007]. Die erzeugte Steifigkeit eines Muskels kann zusätzlich in eine statisch intrinsische und in eine reflexbasierte Komponente eingeteilt werden. Erstere agiert wie eine Feder, die bei jeder Verschiebung aus der Ruhelage eine Reaktionskraft erzeugt, um in ebendiese zurückzukehren. Letztere wird durch die Reaktion des Nervensystems auf externe Kräfte verändert, wodurch der Muskel mehr Kraft erzeugt, um ebenfalls wieder in die Ausgangslage zurückzukehren. Aufgrund der inhärenten, zeitlichen Eigenschaften eines Reflexes ist diese Komponente nur mit Verzögerung nutzbar [Gallagher *et al.*, 2014]. Diverse Studien zur Endeffektorsteifigkeit finden einen ungefähr linearen Anstieg der gemessenen Steifigkeit zur bewusst erzeugten Kraft [McIntyre *et al.*, 1996; Perreault *et al.*, 2002, 2004]. Durch Co-Kontraktion antagonistischer Muskelpaare kann sowohl die Steifigkeit als auch die Kraft weiter erhöht werden, ohne dass ein größeres Gelenkmoment entsteht [Smith, 1981; Hogan, 1984]. Modelle zur Muskelaktivität bei Bewegungen von Hatze [1977a], Hatze [1977b] und Zajac [1989] zeigen jedoch einen nicht-linearen Einfluss von Aktivierung und Feuerrate der motorischen Einheiten auf die resultierende Krafterzeugung des Muskels. Infolgedessen konnten auch für die Steifigkeit nicht-lineare Effekte nachgewiesen werden (Monroy *et al.* [2007], Abb. 8).

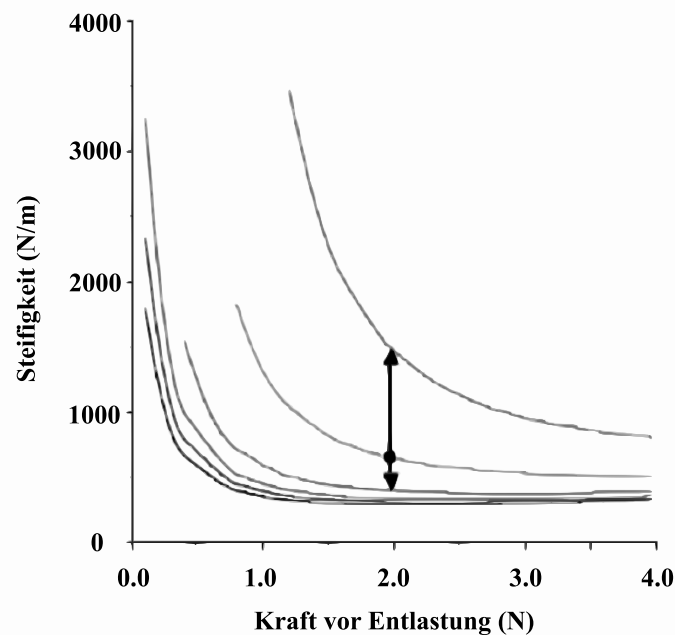


Abbildung 8 Nicht-lineare Eigenschaften der Steifigkeit in Abhängigkeit einer aufgebrauchten Kraft, bearbeitet aus Monroy *et al.* [2007]

Die Forscher um Fuglevand *et al.* [1993] stellen mit deren Modell zur Beziehung zwischen sEMG und Muskelkraft fest, dass ein lineares Verhalten bis zur Rekrutierung aller motorischen Einheiten gültig ist. Durch Erhöhung der Feuerrate kommt es nach Erreichen der Rekrutierungsmaxima zu einem zunehmend nicht-linearen Verhalten aufgrund diverser nicht-linearer Effekte. Bis zu einem Rekrutierungsgrad von etwa 50 % kann ein lineares Verhalten angenommen werden. Hogan [1984] beschreibt ein lineares Verhalten bis Erreichen eines Kraftniveaus von 30 % der Maximalkraft, Hatze und Zajac berichten von ungefähr 33 %.

Der Reflexeinfluss auf die Steifigkeit tritt erst mit einer zeitlichen Verzögerung auf. Hajian & Howe [1997] geben einen Zeitbereich von unter 30 ms als vertrauensvollen Bereich an. Doemges & Rack [1992] beziffern die Verzögerung auf 55-90 ms, während Carter *et al.* [1990] eine Latenzzeit von 65-100 ms angeben.

Wehner [2012] beschreibt fünf verschiedene Methoden, das EMG-Signal für technische Anwendungen zu nutzen:

Methode 1 - Aufnehmen und verstärken: Durch Aufnahme und Verarbeitung des EMG-Signals wird dessen Amplitude und deren Betrag im zeitlichen Verlauf ermittelt. Anhand dieser Größe kann die gewünschte Zielvariable, zum Beispiel eine Kraft, Position oder Geschwindigkeit, eines mechanischen Gerätes direkt variiert werden.

Methode 2 - Aufnehmen und proportional interpretieren: Analog zu Methode 1 wird der Betrag der Amplitude im zeitlichen Verlauf ermittelt. Hier wird diese Information allerdings nicht direkt als Steuersignal genutzt, sondern zur Entscheidungsfindung beziehungsweise für Aussagen über die Absicht des Bedieners herangezogen. Dies wird beispielweise im Bereich

der Prothetik genutzt, um bei myoelektrischen Handprothesen verschiedene Bewegungen aufgrund unterschiedlicher Muskelaktivierung durchzuführen.

Methode 3 - Aufnehmen und Schwellenwert interpretieren: Nach Aufnahme und Verarbeitung des EMG-Signals wird dessen Betrag mit einem definierten Schwellenwert verglichen. Anhand dieser binären Ja / Nein-Bedingung kann flexibel zwischen zwei unterschiedlichen Zuständen gewechselt werden. Die Anzahl möglicher Zustände ist lediglich durch die Anzahl der verwendeten EMG-Elektroden sowie der Befähigung des Bedieners zur Ansteuerung der Zustände begrenzt. Vorteilhaft ist diese Art der Verwendung hinsichtlich der Muskelermüdung, da kein kontinuierlicher Aktivierungsgrad des Muskels erforderlich ist.

Methode 4 - Beobachten für Konstruktionsentwurf: Bei dieser Methode wird das EMG-Signal während der Entwurfsphase einer Konstruktion genutzt, um dessen Effektivität hinsichtlich der Aufgabe zu optimieren. Nach Abschluss der Entwicklung wird die EMG nicht mehr verwendet. Als Beispiel dient die Entwicklung eines Exoskelettes. Hier wurde die Muskelaktivität während des Aufhebens von Gegenständen gemessen und im Verlauf des Baus reduziert.

Methode 5 - Beobachten für Beurteilung: Analog zu Methode 4 wird hier die Effektivität von technischen Geräten hinsichtlich der nötigen Anstrengung für den Einsatz beurteilt. Im Vergleich zur vorherigen Methode wird dies nicht zur Konstruktionsoptimierung genutzt, sondern erst nach Abschluss der Entwicklung durchgeführt. Ein Beispiel für die Verwendung sind ergonomische Studien.

Nachdem nun die Eigenschaften einer EMG-basierten Steifigkeit und deren Nutzung in einer technischen Anwendung näher betrachtet wurden, sollen im Folgenden die Fähigkeiten der menschlichen Hand zum Greifen unterschiedlicher Gegenstände dargestellt werden.

2.5 Klassifikation des menschlichen Griffes

Eine Unterteilung der möglichen Griffarten erfolgt unter anderem von Napier [1956], wodurch nach Kraft- und Präzisionsgriffen unterschieden werden kann. Erstere legen den Schwerpunkt auf Sicherheit und Stabilität, letztere mehr auf Geschicklichkeit und Sensitivität. Je nach Objektgröße, benötigter Griffkraft beziehungsweise Geschicklichkeit sowie gestellter Aufgabe variiert die benötigte Kontaktfläche bzw. Anzahl an Fingern und beeinflusst damit die verwendete Griffart [Cutkosky, 1989]. Cutkosky [1989] unterscheidet zur Klassifikation von Griffarten unter anderem nach folgenden Kriterien:

- Nachgiebigkeit des Objektes gegenüber der Hand
- Konnektivität (Anzahl unabhängiger Freiheitsgrade zur Bestimmung der Lage und Position des Objektes gegenüber der Hand)

- Kraft- und Formschluss zwischen Hand und Objekt sowie Manipulierbarkeit des Objekts
- Widerstand des Objektes gegen Krafteinwirkung
- Richtungsunabhängigkeit des Griffes
- Manipulierbarkeit des Objektes
- Stabilität gegen externe Umwelteinflüsse
- Widerstand der Hand gegen Entgleiten des Objektes

In der Literatur findet sich dennoch eine unterschiedliche Anzahl an Griffarten. Feix *et al.* [2015] vergleichen 22 verschiedene Studien zur Griffeinteilung und versuchten, diese auf den kleinsten gemeinsamen Nenner zu bringen. Das Ergebnis ist die GRASP Taxonomie mit 33 einzelnen Griffen, eingeteilt in Kraft- und Präzisionsgriffe sowie einer Kombination aus beiden. Einige Griffe sind von der Funktionalität ähnlich und unterscheiden sich hauptsächlich in verschiedenen greifbaren Objektgrößen, weshalb eine Reduktion auf 17 generalisierte Greifarten erfolgt. Die von Bullock *et al.* [2013] durchgeführte Studie zur Untersuchung der ausgeführten Greifarten bei alltäglichen Tätigkeiten im Haushalt und bei maschinellen Tätigkeiten zeigt, dass zu 80 % lediglich fünf respektive zehn verschiedene Griffe angewendet werden. Abbildung 9 zeigt die zehn häufigsten verwendeten Griffarten.











Nr	Synergie	Darstellung	Objekt	Nr	Synergie	Darstellung	Objekt
1	Medium Wrap		Zylinder	6	Power Sphere		Tennisball
2	Precision Disk		Scheibe	7	Thumb 2 Finger		Stift
3	Lateral Pinch		Karte	8	Index Extension		Kamm
4	Tripod		Kugel	9	Light Tool		Zylinder
5	Lateral Tripod		Kleiner Zylinder	10	Thumb 3 Finger		Zylinder

Abbildung 9 Übersicht über die zehn häufigsten Griffarten bei Tätigkeiten im Haushalt oder an einer Maschine, bearbeitet aus [Tavakoli & Almeida, 2014]

Die GRASP Taxonomie kann allgemein zur Entwicklung und Überprüfung des Leistungsvermögens von Roboterhänden genutzt werden und kann dem Anhang entnommen werden

(Anhang A.4). Die menschliche Hand passt sich durch Adaption ihrer Form jeweils an das Objekt an und versucht dadurch, möglichst viele Kontaktpunkte zu generieren. Ein Griff kann anhand der Anzahl und Platzierung der Kontaktpunkte eingeteilt werden [Eppner *et al.*, 2015], weshalb detaillierte Modelle der Umwelt und der Roboterhand für die exakte Steuerung ebendieser notwendig sind. Der Mensch verlässt sich zusätzlich auf visuelle und haptische Informationen und nutzt Gegebenheiten der Umwelt aus, um Unsicherheiten über Distanz und Orientierung gegenüber dem zu greifenden Objekt zu verringern [Deimel & Brock, 2015b]. Die Ausnutzung des visuellen und haptischen Feedbacks wird unter anderem von Melmoth *et al.* [2009] und Gentilucci *et al.* [1997] untersucht, die eine Verdreifachung der gescheiterten Greifversuche bei Beeinträchtigung des Sehvermögens respektive eine Fehlerquote von etwa 30 % bei Betäubung der Fingerkuppen trotz einer unterstützenden Oberfläche berichten. In einer von Eppner *et al.* [2015] durchgeführten Studie wird das Greifverhalten bei unterschiedlichen Objekten untersucht, wobei das Sehvermögen von fünf Probanden durch eine die Sicht trübende Brille beeinträchtigt ist. Zur Kontrolle wird dieselbe Aufgabe ohne Brille durchgeführt. Bei beeinträchtigtem Sehvermögen nutzen die Probanden zunehmend die Oberfläche des Versuchstisches, in der Kontrolldurchführung nicht. Zusätzlich erhöht sich die Zeit bis zur erfolgreichen Aufnahme des Objektes im Vergleich zur Kontrolle, vermutlich durch den erhöhten Aufwand, die Gegebenheiten der Umwelt auszunutzen [Eppner *et al.*, 2015]. Das Ausnutzen der Umwelt ist ein probates Mittel, auf Unsicherheiten im Weltmodell zu reagieren, vor allem dann, wenn nicht genügend zusätzliche sensorische Informationen vorliegen. Beispielsweise kann beim Aufnehmen eines Buches die glatte, feste Oberfläche eines Tisches ausgenutzt werden (Abb. 10).

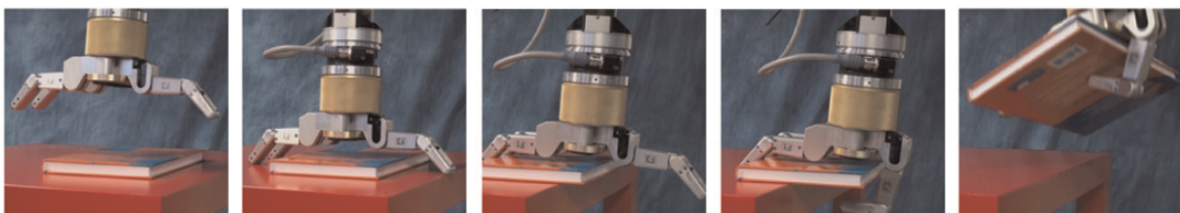


Abbildung 10 Abfolge eines Greifvorgangs bei Aufnahme eines Buches mit Ausnutzung der Umwelt, adaptiert aus [Eppner *et al.*, 2015]

Durch eine Gleitbewegung parallel zur Oberfläche wird das Buch so lange verschoben, bis ein Finger genug freien Raum hat, um sich über die Buchkante zu beugen und auf die Unterseite zu drücken, wodurch ein Kraftschluss entsteht und das Buch sicher hochgehoben werden kann. Die Benutzung nachgiebiger, deformierbarer Roboterhände ermöglicht das automatische Ausnutzen der geometrischen Gegebenheiten der Umwelt. Unterschiede und Ungenauigkeiten bei den Faktoren Objektgröße, -form, und -platzierung sowie die Platzierung von räumlichen Grenzen können mit weichen Roboterhänden ebenfalls besser ausgeglichen werden, wie dies beispielsweise die im Kapitel 3.2 vorgestellte RBO Hand 2 verdeutlicht [Eppner *et al.*, 2015].

Abbildung 11 stellt abschließend den Zusammenhang zwischen Kraft und Steifigkeit grafisch dar. Durch normale Kontraktion der Muskeln kann die ausgeübte Kraft gesteigert werden, wodurch auch die Steifigkeit vergrößert wird. Durch Co-Kontraktion antagonistischer Muskelpaare kann eine Entkopplung von Kraft und Steifigkeit ausgeführt werden, wodurch die Steifigkeit auch ohne einen Kraftanstieg gesteigert werden kann, wie Höppner *et al.* [2017] feststellen.

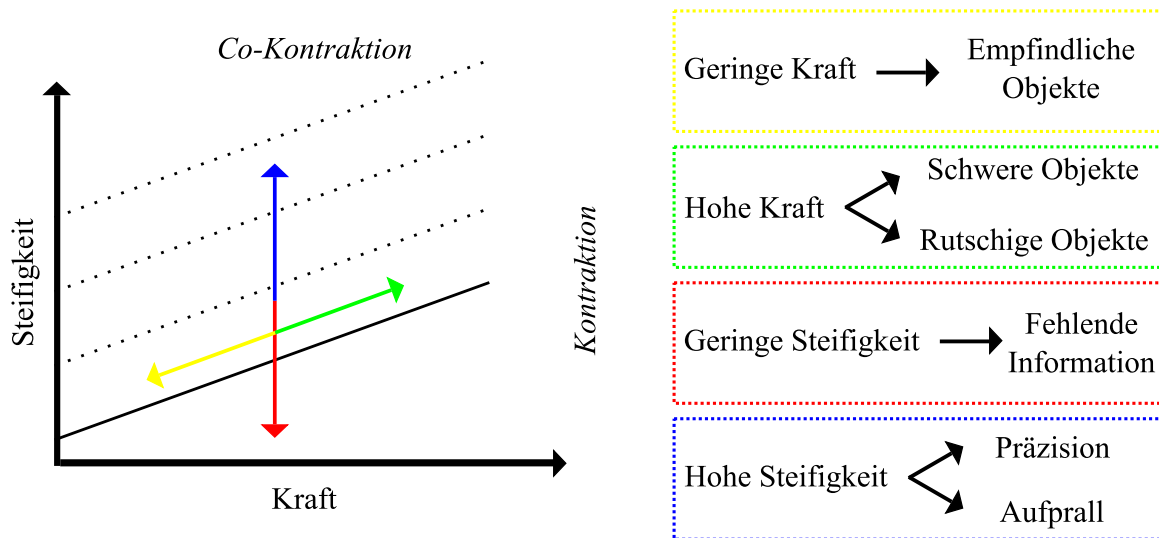


Abbildung 11 Allgemeiner Zusammenhang zwischen Kraft und Steifigkeit sowie Anwendungen verschiedener Kraft- und Steifigkeitslevels je nach Objekt und Situation, angelehnt an Überlegungen von Hannes Höppner

Je nach Objekt, Informationsgrad oder Situation wendet der Mensch andere Kraft- und Steifigkeitseinstellungen an. Bei fragilen Objekten wird wenig Kraft ausgeübt, um diese nicht zu zerstören. Bei schweren und rutschigen Objekten hilft eine größere aufgebrauchte Kraft zur erfolgreichen Handhabung. Im Dunkeln fehlen dem Menschen Informationen, weshalb eine geringe Steifigkeit im Falle einer Kollision das Verletzungsrisiko verringert. Für die präzise Platzierung eines Fingers innerhalb einer kleinen Öffnung oder bei unvorhergesehenen Zusammenstößen hilft eine höhere Steifigkeit.

Technisch wird das Greifen eines Objektes meist auf spezifische Kontaktpunkte reduziert, die zum erfolgreichen Umgang mit ebendiesem nötig sind. Dadurch entstehen entweder sehr spezifische, nur für wenige Aufgaben nutzbare Greifer wie beispielsweise Parallelgreifer mit zwei Backen. Andererseits können hochkomplexe Greifsysteme wie die später vorgestellte Awiwi Hand (Kap. 3.4) entwickelt werden, die durch eine hohe Anzahl an Freiheitsgraden unterschiedlichste Aufgaben erledigen können. Die Entwicklung weicher Roboterhände fördert die Anpassung des Greifers an das Objekt und erhöht damit die Anzahl an Kontaktpunkten, ohne dass die Steuerung komplexer wird. Im folgenden Kapitel 3 werden neue Entwicklungen auf dem Gebiet der 'Weichen Robotik' sowie Anwendungsbeispiele aus dem aktuellen Stand der Technik vorgestellt.

3 Stand der Technik

Das Ziel dieses Kapitels ist die Vorstellung neuer Entwicklungen im Bereich der 'Weichen Robotik' beziehungsweise 'Soft Manipulation'. Dies bezeichnet Roboter(hände), die eine inhärente, passive Nachgiebigkeit besitzen und bei Kollisionen mit der Umwelt automatisch ohne Regelung nachgeben und damit Schäden und Verletzungen reduzieren. Als Beispiele werden die Pisa/IIT Soft Hand der Universität Pisa sowie des Italienischen Instituts für Technologie (IIT), die RBO Hand 2 der Technischen Universität Berlin, die ISR-Softhand der Universität Coimbra sowie die Awiwi Hand und die WHISG Hand des DLR's vorgestellt. Im abschließenden Teil dieses Kapitels werden aktuelle Strategien für den Steifigkeitstransfer vom menschlichen Bediener auf diverse Industrieroboter näher betrachtet.

3.1 Pisa/IIT SoftHand

Die Pisa/IIT SoftHand ist eine Entwicklung der Universität Pisa und des IIT und bezeichnet eine unteraktuierte, nachgiebige Hand, die über haptische Rückkopplungsmechanismen verfügt und deren Griffkraft über den Bediener teleoperiert werden kann (Abb. 12). Die erste SoftHand verfügt über lediglich einen Aktor zur Bewegung aller Finger. Letztere sind über ein einziges Seil verbunden, weshalb sich alle Finger bei einem Greifvorgang gleichzeitig bewegen [Godfrey *et al.*, 2013] und damit die Komplexität der Motorsteuerung verringern. Die weiterentwickelte SoftHand+ besitzt zwei Aktoren, die im Vergleich zum einzelnen Aktor der SoftHand kleiner dimensioniert sind. Hierdurch erhöht sich die Manipulierbarkeit der Griffarten, der Griffkraft sowie die Handhabung von Objekten innerhalb der Roboterhand, beispielsweise der Rotation einer Scheibe innerhalb der Hand oder der gezielten lokalen Krafteinwirkung auf einen Schwamm [Della Santina *et al.*, 2015].

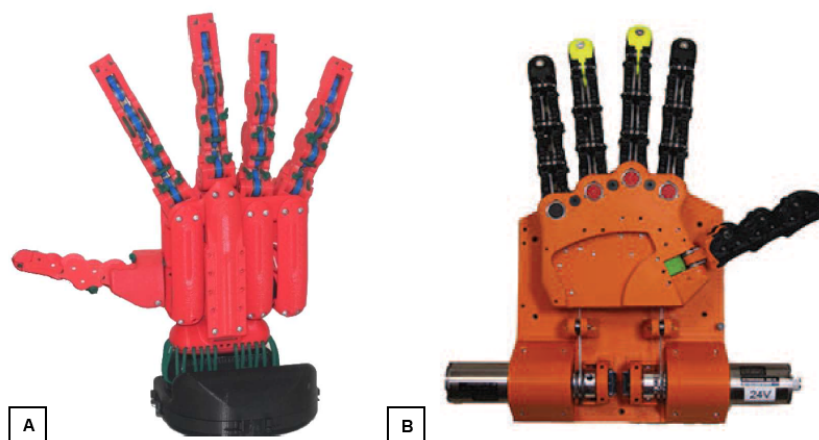


Abbildung 12 Darstellung der Pisa/IIT SoftHand (A) und der weiterentwickelten SoftHand+ (B) [Godfrey *et al.*, 2013; Della Santina *et al.*, 2015]

Beide Hände nutzen die bereits in Kapitel 2.2 vorgestellten Synergien, um die Steuerung der Finger zu vereinfachen. Durch die Ausnutzung von geometrischen Abhängigkeiten kann die

Anzahl der unabhängigen FG reduziert und die Steuerung einer robotischen Hand vereinfacht werden. Aufgrund der Unteraktuierung beider Hände entsteht zusätzlich eine Anpassungsfähigkeit an die jeweilige Objektform, womit in ersten Versuchen 107 Gegenstände verschiedener Größe, Form, Härte und von unterschiedlichem Gewicht erfolgreich gegriffen werden konnten [Godfrey *et al.*, 2013]. Die Kombination beider Strategien führt damit zur sogenannten 'adaptive synergy' [Ajoudani *et al.*, 2014], die sich beide Hände zu Nutze machen.

Trotz der Unteraktuierung besitzt die SoftHand insgesamt 19 FG zur Flexion, Extension sowie zur Ab- und Adduktion der Finger. Die Finger sind nach den Grundsätzen der Weichen Robotik konstruiert und geben bei Kollision mit der Umwelt oder Verbiegung automatisch nach, bevor sie wieder in die Ausgangsposition zurückkehren [Ajoudani *et al.*, 2016]. Grundlage hierfür ist die Verwendung der sogenannten „rolling contact joints“. Das ursprüngliche Design von Hillberry & Hall Jr. [1976] besteht aus zwei miteinander in Kontakt stehenden Zylindern, die über ein gespanntes Band verbunden sind. Für die SoftHand wurden die Zylinder durch abgerundete, ineinander greifende Zähne ergänzt (Abb. 13). Das elastische Band (grün) entscheidet über die intrinsische Steifigkeit der Finger, die durch Vorspannung verändert werden kann.

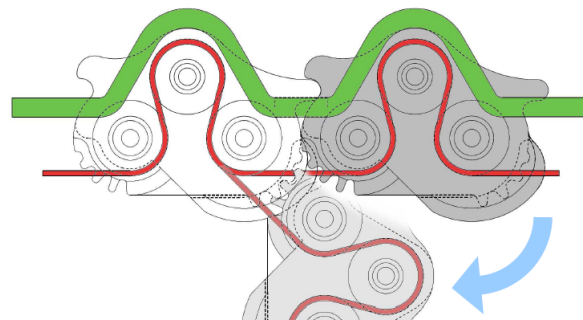


Abbildung 13 Profilansicht des Gelenkmechanismus der Pisa/IIT SoftHand für das automatische Nachgeben bei Kollision oder Bewegung in Richtung des blauen Pfeils [Catalano *et al.*, 2013]

Durch die Verwendung elastischer Materialien ist es möglich, die Finger komplett zu verbiegen und zu verdrehen [Catalano *et al.*, 2014], ohne dass eine permanente Beschädigung der einzelnen Finger erfolgt. Weiter können dadurch Verletzungen bei Kontakt zwischen Mensch und Maschine verringert werden. Der verwendete 6W RE-max21 Motor der Firma Maxon erzeugt Haltekräfte von ungefähr 20 N und ein Haltemoment von 2 Nm [Catalano *et al.*, 2014], was für die Aufnahme und Handhabung von alltäglichen Objekten ausreicht, aber kein Gefahrenpotential für Schäden und Verletzungen darstellt. Die Fingergehäuse für die Seilzüge werden mit einem 3D-Drucker hergestellt, was die Herstellungskosten und -zeit senkt und den Aufwand beim Ersatz von defekten Bauteilen verringert.

In einer Probandenstudie untersuchten Godfrey *et al.* [2013] den Nutzen der SoftHand bei Greifvorgängen verschiedener Objekte. Diese werden sowohl ohne als auch mit haptischem Feedback sowie einer Anpassung der Steifigkeit über die von EMG-Elektroden gemessene Muskelaktivität zweier antagonistischer Muskeln durchgeführt. Verwendete Muskeln sind der

Fingerflexor *M. flexor digitorum superficialis* und der Fingerextensor *Extensor digitorum communis*. Die Steifigkeitsänderung erfolgt dabei nicht über Federelemente, sondern über eine geregelte Nachgiebigkeit. Das haptische Feedback wird durch die Amplitude und Frequenz eines Vibrationsmotors eingestellt, der bei höheren Kontaktkräften aufgrund größerer Positionierfehler eine stärkere Rückmeldung gibt. Getestet werden vier verschiedene Greifmodi:

- Standardmodus ohne jegliche Einflussnahme durch den Bediener
- Impedanzmodus mit Änderung der Steifigkeit durch Muskelaktivität des Bedieners
- Vibrotaktiler Modus mit haptischem Feedback durch den Vibrationsmotor für den Bediener
- Kombination von Impedanz- und vibrotaktilen Modus

Die Testpersonen berichten die geringste mentale Anstrengung bei der Kombination von Impedanz und vibrotaktilen Modus. Die Zeit oberhalb der EMG-Schwelle, unter der keine Regelung der Steifigkeit stattfindet, ist mit 80 Sekunden für alle Greifvorgänge am geringsten für den Kombinationsmodus. Im Vergleich benötigen der vibrotaktile Modus und der Impedanzmodus ungefähr 20 Sekunden länger, der Standardmodus sogar bis zu 60 Sekunden. Durch Aufsummation der EMG-Amplitude über die komplette Messzeit kann die aufgewendete Energie für die Greifvorgänge verglichen werden. Diese ist, wie auch die durchschnittliche Höhe der EMG-Amplitude, am geringsten für den Kombinationsmodus, was auf eine Vereinfachung des Bedienungsaufwands der SoftHand für den Anwender schließen lässt. Es kann allerdings kein signifikanter Unterschied bei der Anzahl der erfolgreichen Greifvorgänge festgestellt werden. Insgesamt zeigt die Studie, dass die SoftHand auch im Standardmodus sehr gut zum Greifen unterschiedlicher Objekte geeignet ist und der Zusatz von haptischem Feedback und einer variablen Steifigkeitsregelung vor allem in Kombination eindeutige Vorteile bietet.

3.2 RBO Hand 2

Die an der Technischen Universität Berlin entwickelte RBO Hand 2 (Abb. 14) ist eine pneumatisch aktuierte, durch die Verwendung weicher Kunststoffe inhärent nachgiebige Hand, die als ungefährlich im Mensch-Maschine-Kontakt einzustufen ist [Deimel & Brock, 2015a]. Mit insgesamt fünf Fingern inklusive einem opponierenden Daumen ist sie ein Beispiel für eine anthropomorphische, das heißt in der Funktion dem Menschen ähnliche, Hand. Durch die passive Nachgiebigkeit passt sich die RBO Hand 2 flexibel an das zu greifende Objekt an und kompensiert damit Unsicherheiten in den Bereichen Sensorik, Aktorik und der Umwelt [Eppner *et al.*, 2015]. Aufgrund der Ausnutzung von geometrischen Randbedingungen wie beispielsweise einer flachen Tischplatte oder einer schrägen Wand werden keine zusätzlichen Sensoren benötigt, um Objekte effektiv zu greifen. Aufgrund der pneumatischen Aktuierung

entfällt eine aufwändige Steuerung für normalerweise verwendete Motoren, allerdings ist die Kontrolle der übertragenen Kraft aufwändiger als bei elektromechanischen Systemen [Deimel & Brock, 2015b]. Durch die Unteraktuierung vereinfacht sich die Steuerung der Finger weiter.

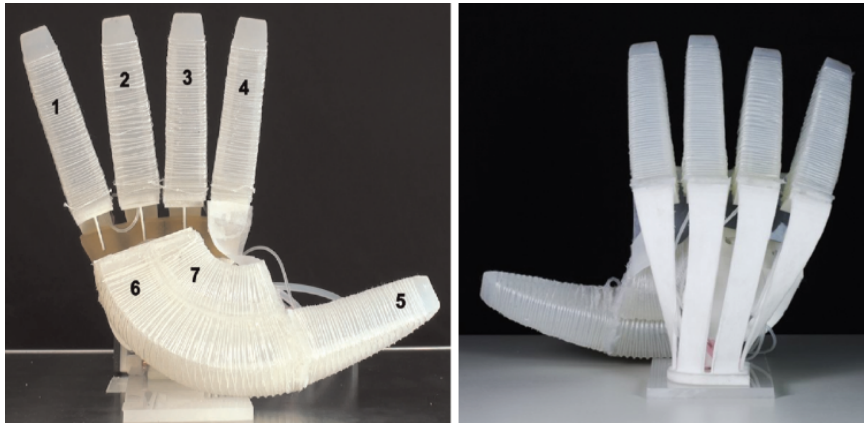


Abbildung 14 Vorder- und Hinteransicht der RBO Hand 2 der insgesamt sieben einzeln ansteuerbaren Aktuatoren [Deimel & Brock, 2015a]

Die Finger der RBO Hand 2 stellen sogenannte PneuFlex Aktuatoren dar (Abb. 15). Durch die Füllung der hohlen Kammer mit Luft wird der Finger aktuiert, in dem sich die obere Gummilage aufgrund des Luftdrucks verlängert. Wegen eines inelastischen Fasergewebes auf der Unterseite wird hier eine Längung der Struktur verhindert und somit eine Beugung des Fingers ermöglicht. Durch radial orientierte Doppelhelix-Fasern auf der Oberfläche wird eine Formänderung des Fingers verhindert und die mögliche Krümmung bei Beugung erhöht [Deimel & Brock, 2015a]. Mittels der Faktoren Höhe, Breite und Dicke des Gummiquerschnitts sowie der Wahl des Kunststoffes können die Steifigkeitseigenschaften der Finger verändert werden. Durch die Verwendung von Rapid-Prototyping-Technologien verringern sich die Herstellungskosten und -dauer.

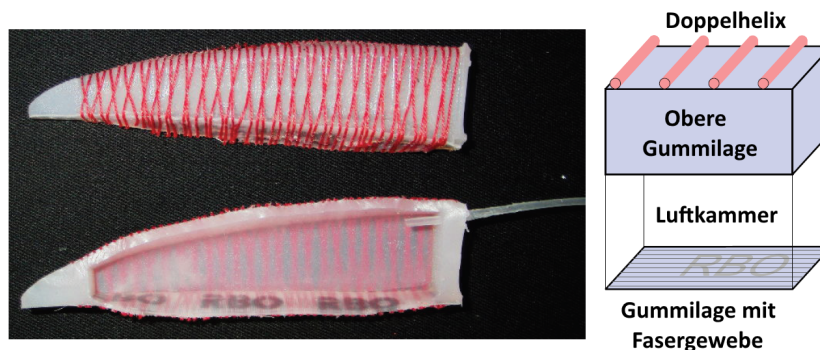


Abbildung 15 links: Querschnittsansicht eines PneuFlex-Aktuators; rechts: Aufbau der einzelnen Schichten; übersetzt aus Deimel & Brock [2015a]

Mit sieben von acht erreichbaren Daumenpositionen des Kapandji-Tests, einer Beurteilung über die Fingerfertigkeit des Daumens beispielsweise nach Operationen, zeigt der Daumen eine hohe Beweglichkeit. Insgesamt kann die Hand 31 der 33 der von Feix *et al.* festgelegten Griffarten erfolgreich ausüben und zeigt damit eine hohe Flexibilität hinsichtlich der möglichen Aufgabenbereiche.

3.3 ISR-Softhand

Die von Tavakoli & Almeida [2014] entwickelte ISR-Softhand ist eine unteraktuierte, nachgiebige Roboterhand mit insgesamt zehn FG (Abb. 16). Das geringe Gewicht von 530 g kann durch die Verwendung von Kunststoffen sowie von lediglich drei Aktoren zur Ansteuerung der Finger erzielt werden. Die Hand ist in der Lage, Objekte mit bis zu 1800 g erfolgreich anzuheben. Preislich liegen die Materialkosten im Bereich zwischen 400 und 800 € und sind hauptsächlich von den verwendeten Motoren abhängig. Die einzelnen Finger sind dem Aufbau der menschlichen Finger nachempfunden, jedoch fehlen die jeweiligen DIP-Endgelenke. Das MCP-Gelenk eines Einzelfingers ist mit dem ersten PIP-Gelenk über ein einziges Zugseil verbunden, wodurch beide Fingergelenke gleichzeitig aktuiert werden.

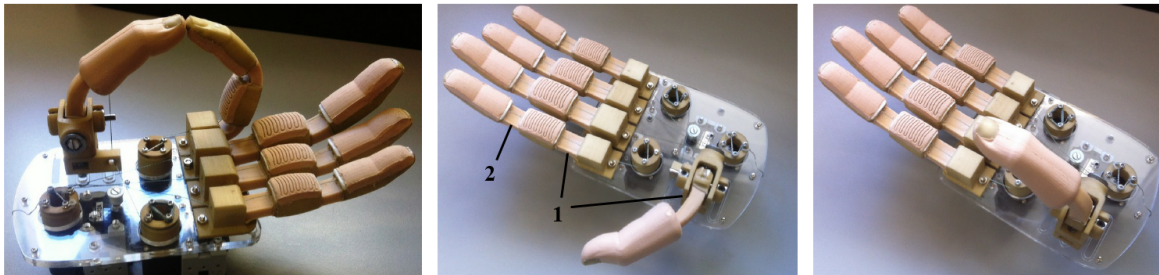


Abbildung 16 Übersicht über die ISR-Softhand, Darstellung der MCP- (1) und PIP-Gelenke (2) der Finger, bearbeitet aus Tavakoli & Almeida [2014]

Die mechanischen Eigenschaften der ISR-Softhand hinsichtlich der Steifigkeit sind von der Dimensionierung des MCP- und PIP-Gelenkquerschnitts abhängig. Die Biegung δ ist gegeben durch:

$$\delta = \frac{F \cdot l^3}{3 \cdot E \cdot I} \quad (7)$$

mit wirkender Kraft F , Gelenklänge l , E-Modul des verwendeten Materials E sowie des Trägheitsmoments I das durch:

$$I = \frac{b \cdot h^3}{12} \quad (8)$$

für einen rechteckigen Querschnitt mit Breite b sowie Höhe h definiert ist. Die Flexion der Fingergelenke ist eine geforderte Bewegung, weshalb die Höhe minimiert werden sollte. Gegenüber einer seitlichen Ablenkung sollte das Gelenk robuster sein, wofür die Länge l entscheidend ist. Durch die richtige Wahl von l und h können die mechanischen Eigenschaften optimiert werden. Ebenso ist eine höhere Steifigkeit für das PIP-Gelenk im Vergleich zum MCP-Gelenk durch eine Erhöhung von h möglich. Aufgrund dieser konstruktiv realisierten, höheren Steifigkeit wird ab dem erfolgreichen Kontakt des MCP-Gelenks mit einem Objekt nur noch das PIP-Gelenk weiterbewegt, wodurch ein vollständiger Formschluss erst nach Kontaktaufnahme mit dem zu greifenden Objekt erfolgt [Tavakoli & Almeida, 2014]. Weiterer Vorteil

dieser Art der Kopplung ist der zusätzlich entstehende Freiheitsgrad. Durch eine starre mechanische Kopplung, zum Beispiel durch ein Zahnrad, entsteht eine feste Beziehung zwischen MCP- und PIP-Gelenken, die nur durch die Auslegung des Zahnrades verändert werden kann. Bei der ISR-Softhand bewegt sich das PIP-Gelenk nur je nach Stellung des MCP-Gelenks und ermöglicht damit eine bessere Anpassung an unterschiedliche Objektformen und -größen.

Für die Flexion des Daumens und Zeigefingers ist jeweils ein Aktor zuständig. Die restlichen drei Finger werden über einen gemeinsamen dritten Aktor bewegt. Mit 1,2 Nm sind die verwendeten X-12 Dynamixel Motoren für den Daumen und Zeigefinger überdimensioniert, jedoch leicht unterdimensioniert für die Bewegung der drei Finger. Die Ab- und Adduktion des Daumens erfolgt manuell über den Benutzer und kann in zwei Positionen verriegelt werden. Die ISR-Softhand ist in der Lage, die von Bullock *et al.* [2013] bestimmten zehn häufigsten Griffarten ohne Probleme nachzubilden und zeigt damit ein hohes Potential hinsichtlich der Verwendung für die Mensch-Maschine-Interaktion oder als mögliche Prothese.

3.4 DLR Awiwi Hand

Die Awiwi-Hand (hawaiianisch für schnell, Abb. 17) ist eine anthropomorphe Roboterhand, die innerhalb des DLR Hand Arm Systems betrieben werden kann und dem Roboter David vielzählige Fähigkeiten verleiht, wie unter anderem Hämmern oder Löcher bohren. Das System kann in die Teilbereiche *Hand* und *Unterarm* inklusive *Handgelenk* sowie *Oberarm* mit *Ellenbogen* und *Schulter* eingeteilt werden.

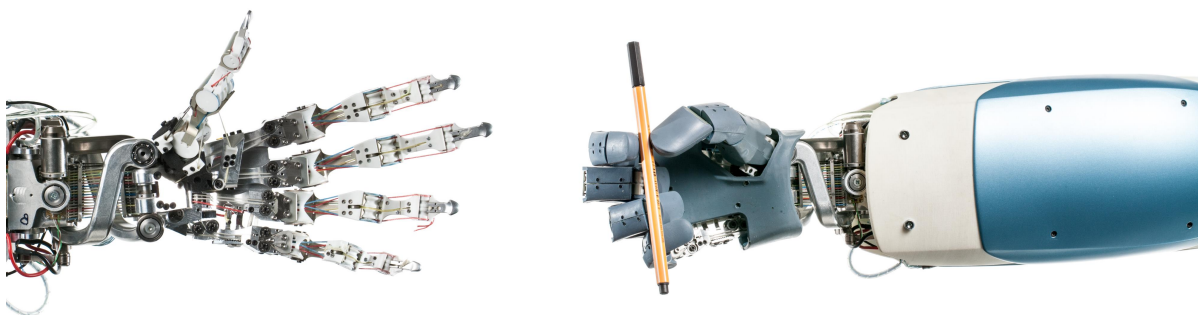


Abbildung 17 DLR Awiwi Hand ohne Gehäuse (links) und mit Gehäuse (rechts)

Analog zum Menschen weist die Schulter drei FG, der Ellenbogen zwei FG, der Unterarm mit Handgelenk drei FG sowie die Hand 19 FG auf. Letztere teilen sich in je vier FG im Daumen, Zeige-, Mittel- und kleiner Finger sowie drei FG im Ringfinger durch Kopplung des PIP- und DIP-Glieds [Greibenstein, 2012]. Innerhalb des Schulter- und Ellenbogengelenks sowie im Unterarm werden neu entwickelte Floating Spring Joints [Wolf *et al.*, 2011] respektive bidirektionale antagonistische Gelenke mit variabler Steifigkeit [Petit *et al.*, 2010, 2015] eingesetzt, die für diese Arbeit jedoch nicht relevant sind und deshalb nicht näher betrachtet werden. Aufgrund der Relevanz für die vorliegende Arbeit wird im folgenden Abschnitt genauer auf die antagonistische Ansteuerung der Fingerfreiheitsgrade eingegangen.

Die 19 FG der Finger werden durch insgesamt 38 Motoren in antagonistischer Anordnung bewegt (Abb. 18). Jedes Antriebsseil wird durch einen einzelnen Motor und ein nicht-lineares Federelement gesteuert [Greibenstein, 2007]. Aufgrund der antagonistischen Aktuierung besteht keine geschlossene Schleife der Antriebsseile, weshalb die Regelung eine konstante Seilspannung von 5-10 N aufbringt [Chalon *et al.*, 2011], um ein ungewolltes Ablösen von den Gelenken zu vermeiden. Das Gelenk wird bewegt, wenn sich beide Motoren in die gleiche Richtung drehen. Bei Bewegung in unterschiedliche Richtungen verstellt sich die Steifigkeit des Systems. Das maximal aufzubringende Drehmoment ist durch das maximale Motormoment begrenzt, da das Drehmoment nur in eine Richtung genutzt werden kann [Greibenstein *et al.*, 2011]. Alle 38 Motoren sind im Unterarm platziert, wodurch für die Awiwi Hand eine der Menschenhand ähnliche Größe realisiert werden kann [Greibenstein, 2012].

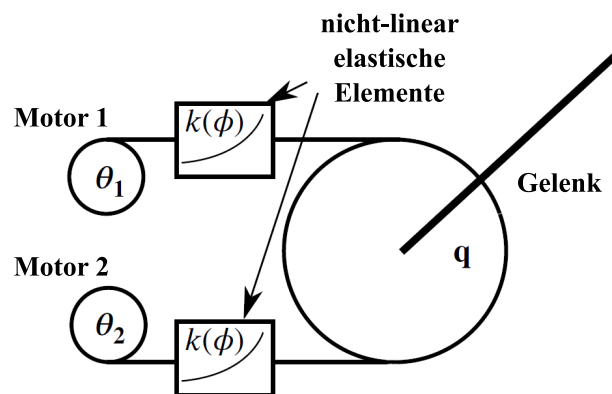


Abbildung 18 Antagonistische Anordnung zweier Motoren inklusive nicht-linear elastischen Elementen sowie dem zu bewegenden Gelenk. θ bezeichnet die Motorpositionen, $k(\phi)$ die Steifigkeit in Abhängigkeit der Auslenkung ϕ , übersetzt aus Grebenstein [2012]

Die Awiwi Hand ist hyper-aktuiert. Das heißt, dass keine Verkopplung einzelner Gelenke besteht und demnach jedes Gelenk unabhängig voneinander bewegt werden kann. Durch Softwareeinstellungen kann jedoch eine Kopplung simuliert werden, wodurch experimentell Synergien analog der menschlichen Hand untersucht werden können (vgl. Kap. 3.1). Zukünftig könnte hierdurch die Komplexität, Größe und Kosten der Roboterhand verringert werden, indem selten benutzte FG und die hierfür benötigten Motoren reduziert werden [Greibenstein, 2012].

Das von Friedl *et al.* [2011] neu entwickelte *flexible antagonistic spring element* (FAS, Abb. 19) besteht aus zwei unterschiedlich großen Seilrollen sowie einer Seilwinde. Durch Veränderung der Position der Feder sowie deren Federkonstante und dem Abstand zwischen Seilwinde und der Führungsseilrolle können die Steifigkeitseigenschaften eines jeden Gelenks eingestellt werden. Aufgrund der Aktuierung der Seilwinde wird das Seil gespannt, wodurch sich der Winkel α zwischen der Federseilrolle und dem Seil vergrößert und die Steifigkeit des Systems erhöht wird. Der Winkel kann über einen Hall-Sensor (iC-MH der Firma iC-Haus) und maßgefertigten Magneten gemessen werden, wodurch die von der Federseilrolle ausge-

übte Kraft F_s berechnet werden kann, die für die Kraftregelung der Hand benötigt wird. Für die Aktuierung werden Stahlseile verwendet [Friedl *et al.*, 2015].

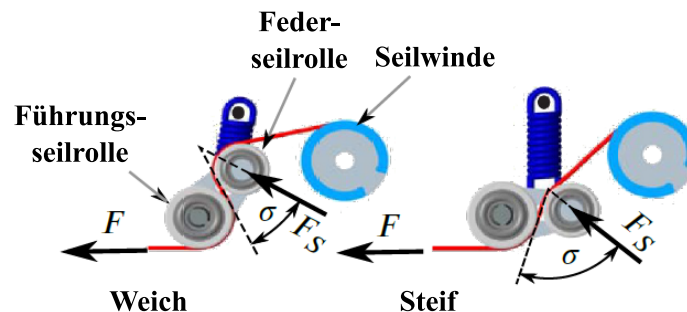


Abbildung 19 Übersicht des FAS-Aktormechanismus bestehend aus der Seilwinde, einer Feder- und Führungsseilrolle, Einstellen der Steifigkeit durch Verändern des Winkels α zwischen Federseilrolle und Seil, übersetzt aus Grebenstein [2012]

Im bereits erwähnten Kapandiji-Test kann die Awiwi Hand alle acht geforderten Daumenpositionen erreichen. Für die Grifferteilung nach Cutkosky [1989] und Feix *et al.* [2015] konnten jeweils 100 % aller unterschiedlichen Griffarten durchgeführt werden [Grebenstein, 2012]. Eine kleine Übersicht über sechs Griffarten verschiedener Objekte kann dem Anhang Kap. B.1 entnommen werden. Im Gesamten zeigt die Awiwi Hand damit vergleichbare kinematische Eigenschaften mit der menschlichen Hand und kann für ein breites Aufgabenspektrum eingesetzt werden.

3.5 DLR WHISG Hand

Die WHISG Hand ist eine dreifingrige Hand mit inhärenter Nachgiebigkeit sowie einem Aktormechanismus mit variabler Steifigkeit ähnlich der DLR Awiwi Hand (Abb. 20).

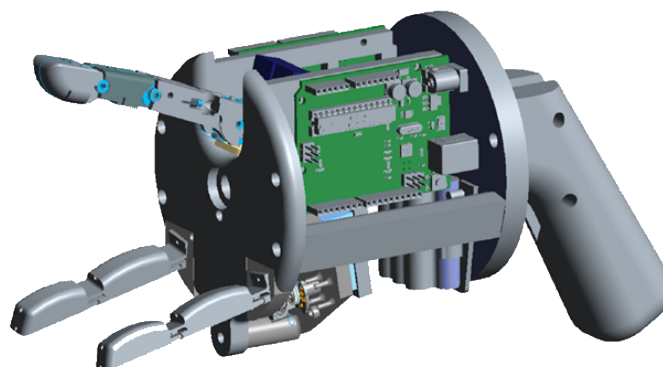


Abbildung 20 CAD-Zeichnung der WHISG Hand in der Ausführung mit Pistolengriff

Durch die Elastizität der Finger werden diese bei Kollisionen mit der Umwelt automatisch verbogen, ohne dass größere Schäden am Objekt oder an der Hand auftreten. Ebenso verbessert dies das Greifen unterschiedlichster Objekte durch die erhöhte Anpassung an verschiedene Größen, Geometrien und Oberflächen. Durch das geringe Gewicht von etwa 500 g kann die

Hand entweder durch einen Pistolengriff gehalten oder über eine, in dieser Arbeit entwickelten, Schiene am Unterarm des Bedieners befestigt werden (vgl. Kapitel 4.2).

Sie besitzt zwei Arten von Fingern: einem dem Daumen ähnlichen Finger mit vier FG sowie zwei unteraktuierten, opponierenden Fingern mit jeweils zwei FG. Letztere werden durch zwei antagonistische Bluebird BMS 390 DMH Servomotoren angetrieben, deren Differenz der Aktuierung über die Positions- sowie Steifigkeitsänderung der Finger entscheidet. Abbildung 21 zeigt den Aktormechanismus zur Extension und Flexion der beiden Finger (schwarz gestrichelte Quadrate) durch die zwei antagonistischen Servomotoren (grau gestrichelte Rechtecke).

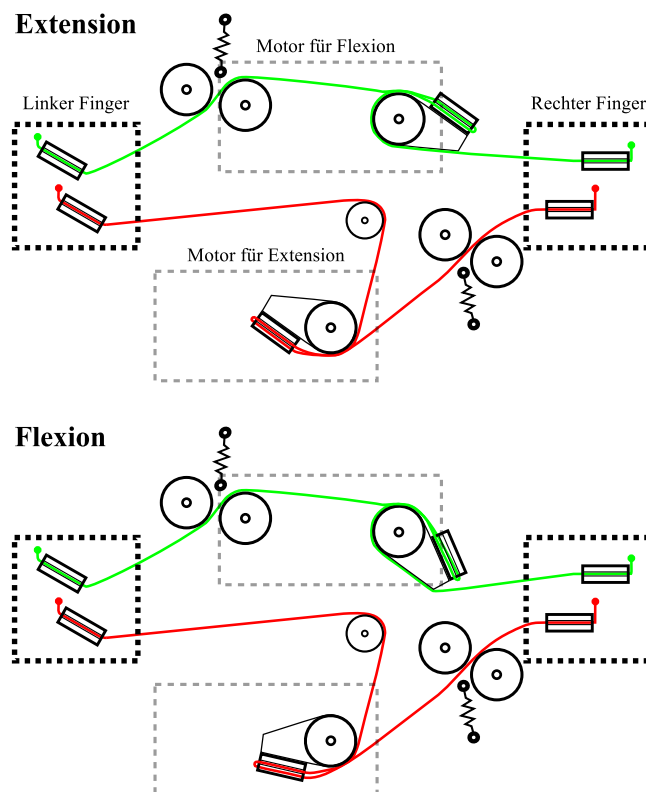


Abbildung 21 Aktormechanismus zur Extension (oben, Ruhezustand) und Flexion (unten) der WHISG-Finger (schwarz gestrichelt) über antagonistische Servomotoren (grau gestrichelt)

Das an der Rückseite der Finger befestigte, rot dargestellte Seil wird zur Extension verwendet. Für die Flexion ist das in grün abgebildete Seil zuständig, das an der Fingerinnenfläche festgemacht ist. Die obere Motorkonfiguration in Abbildung 21 stellt die Startposition dar. Durch Anspannung des für die Flexion zuständigen Motors und gleichzeitiger Entlastung des Extensorseils durch den hierfür verantwortlichen Extensormotor kann die Flexion der Finger gestartet und damit das Zugreifen ebendieser eingeleitet werden. Die Steifigkeit kann durch eine gleichzeitige Positionsänderung in Richtung der Extension verändert werden, wodurch eine höhere Vorspannung auf die beiden Seilzüge ausgeübt wird.

Der Daumen besitzt einen $n+1$ -Aktormechanismus. Dies bedeutet, dass ein zusätzlicher Motor für die Anzahl n an FG eingesetzt werden muss. Die vier FG reduzieren sich auf drei aktiv gesteuerte, da das DIP-Endglied mit dem PIP-Mittelglied gekoppelt ist. Aktuiert werden die

aktiven FG durch vier Bluebird BMS 385 Servomotoren mit einem maximalen Drehmoment von 0,45 Nm, wodurch der Daumen maximal etwa 10 N ausüben kann. Der Aktormechanismus kann Abbildung 22 entnommen werden.

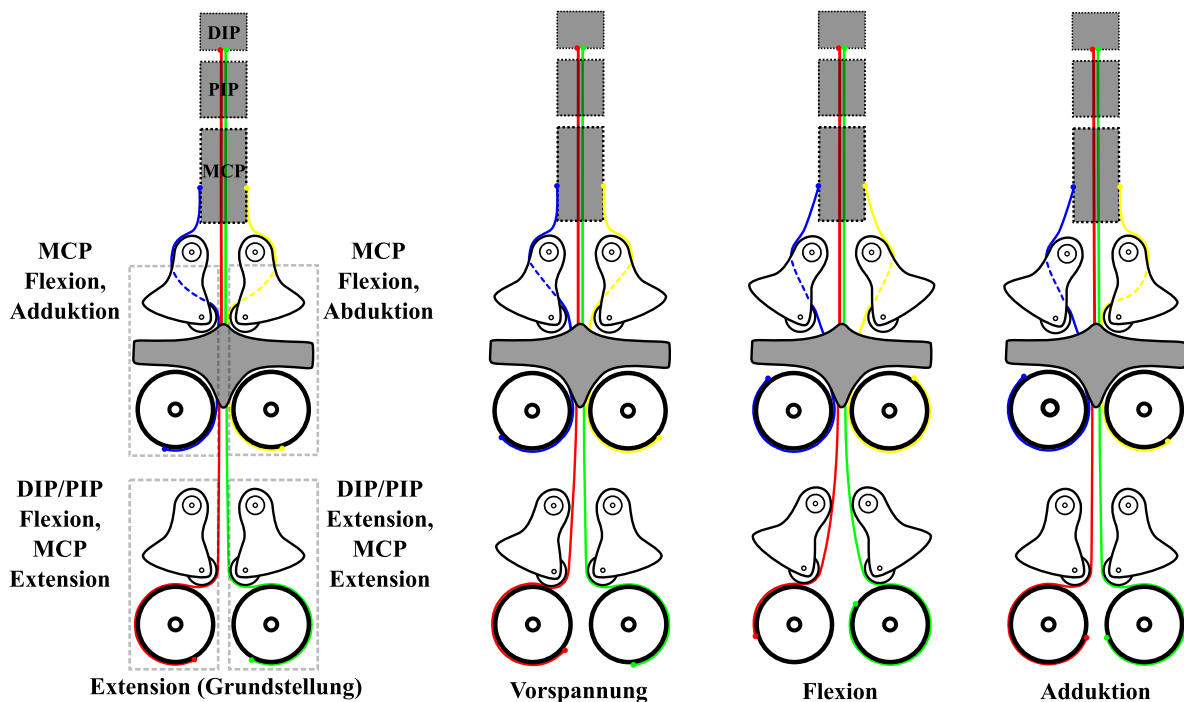


Abbildung 22 Aktormechanismus zur Extension (links, Ruhezustand), Vorspannung durch geringfügige Änderung der Motornullpositionen (Mitte links), Flexion (Mitte rechts) und Adduktion (rechts) des WHISG-Daumens

Links ist die Grundstellung des Daumens zu sehen, die den gestreckten Zustand der Extension darstellt. Jeweils ein Motor ist für die Flexion (rotes Seil) und die Extension (grünes Seil) der DIP-/PIP-Gelenke sowie die Flexion, Ab- und Adduktion des MCP-Gelenkes (blaues respektive gelbes Seil) zuständig. Die Extension des MCP-Gelenks erfolgt über das rote und grüne Seil. Die jeweiligen Motorkonfigurationen für alle FG sind in Abbildung 22 dargestellt. Die nicht abgebildete Abduktion ist gespiegelt zur Konfiguration der Adduktion. Durch gleichzeitiges Vorspannen aller Seile kann die Steifigkeit des Daumens variiert werden.

Das Gehäuse der WHISG Hand besteht aus 3D-gedruckten Bauteilen. Die Verwendung dieser Rapid-Prototyping-Technologie ermöglicht es, kostengünstig und schnell konstruktive Änderungen umzusetzen und verschiedene Gestaltungsentwürfe ohne großen zeitlichen Aufwand zu testen. Zusätzlich kann Gewicht eingespart werden im Vergleich zu Bauteilen aus Metall. Die Steuerung aller Motoren übernehmen zwei Arduino Leonardo Mikrocontroller, die untereinander mittels dem SPI-Protokoll kommunizieren. Durch inertielle Messeinheiten kann die Stellung der Hand im Raum aufgenommen werden. Über Hall-Sensoren kann der Hebelwinkel α gemessen werden, anhand dessen die Drehmomente τ und die Steifigkeiten K der Daumengelenke berechnet werden kann (eine genaue Darstellung findet sich in Friedl *et al.* [2011]).

Auf die Vorstellung unterschiedlicher Roboterhände folgt nun eine Übersicht über aktuelle Untersuchungen zum Steifigkeitstransfer von einem menschlichen Bediener auf zwei klassische Robotersysteme.

3.6 Steifigkeitstransfer auf Industrieroboter

Klassische Industrieroboter besitzen eine Impedanzregelung sowie Drehmomentsensoren in jedem Gelenk, um den Mensch-Maschine-Kontakt zu ermöglichen. Aufgrund der Anforderungen, zum Beispiel die Positioniergenauigkeit oder die dynamischen Eigenschaften, werden die Robotersysteme aus Metallwerkstoffen gefertigt, um Einflüsse aufgrund der Materialelastizität zu verringern. Durch die Regelung ist es dennoch möglich, Roboter in gewissen Grenzen „weich“ zu machen. Die folgenden drei Experimente zeigen, dass eine Erweiterung der Regelung auf eine zusätzliche direkte Einflussnahme des Bedieners die Leistung eines Industrierobotersystems beim Einsatz in der Mensch-Maschine-Kooperation erhöhen kann.

3.6.1 Experiment: Objektplatzierung im beengten Raum

Im ersten von Ajoudani *et al.* [2012] durchgeführten Experiment geht es um das Platzieren eines zylindrischen Stabs innerhalb eines kreisförmigen Lochs. Während dieses dynamischen Vorgangs werden die Kontaktkräfte und die daraus auf die Robotergelenke resultierenden Drehmomente gemessen. Die kartesische Steifigkeit des verwendeten LBR wird vier Mal variiert. Als erstes wird in jede Raumrichtung eine konstante, hohe Steifigkeit ($K = [1200, 1200, 1200]$ N/m) eingestellt. Der zweite Teil wird mit einer konstanten, niedrigen Steifigkeit ($K = [120, 120, 120]$ N/m) durchgeführt. In der dritten Variante wird der Roboter in x- und y-Richtung weicher und in z-Richtung steifer mit der Steifigkeit ($K = [250, 250, 1200]$ N/m) geregelt. Als vierte Variante kann die Steifigkeit in allen drei Raumrichtungen durch die Muskelaktivität beeinflusst werden. Das gemessene EMG-Signal verändert dabei jede Raumrichtung in gleichem Maße.

Zur Steuerung des LBR werden optische Markierungen auf dem Arm des Bedieners platziert, deren Weg über ein Kamerasystem verfolgt und als Bahninformation an den Roboter weitergegeben wird. Als Quelle des EMG-Signals werden acht Muskeln ausgewählt, die auf das Ellenbogen- und Schultergelenk wirken. Die Signale werden zwischen 20 und 450 Hz mittels Bandpass gefiltert, die Abtastrate liegt bei 2 kHz. Ein digitaler FIR-Filter (finite impulse response filter, übersetzt: Filter mit endlicher Impulsantwort) liefert eine Einhüllende über die EMG-Amplitude. Durch Perturbationsversuche mit dem LBR wird vor Versuchsbeginn die erhaltene EMG-Amplitude zur gemessenen Steifigkeit kalibriert. Diese Information von EMG zu Steifigkeit kann dem LBR als kommandierte Steifigkeit in allen drei Raumrichtungen übergeben werden (Abb. 23).

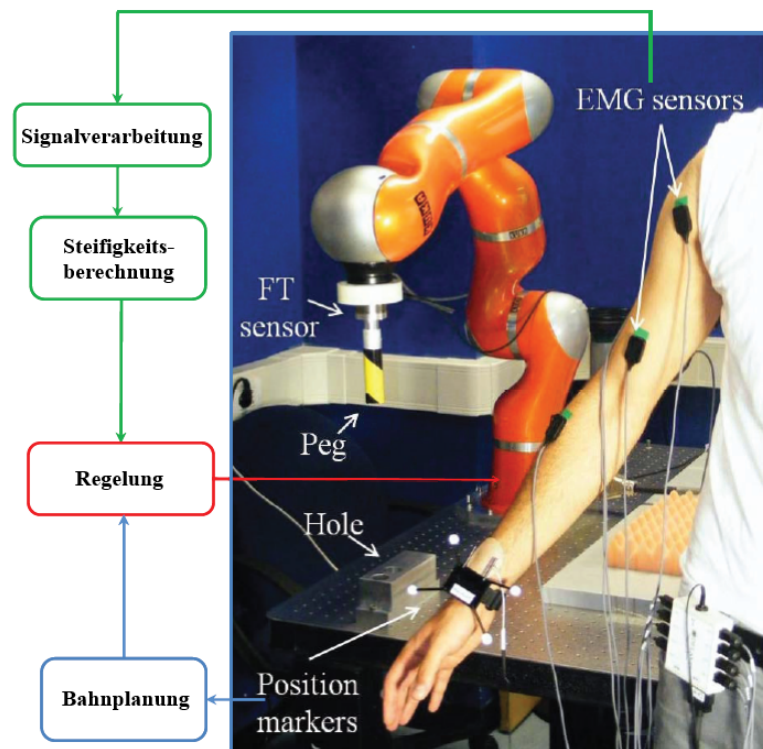


Abbildung 23 Objektplatzierung (Peg) im beengten Raum (Hole), LBR mit Kraft-Momenten-Sensor (FT sensor), EMG-Elektroden (EMG sensors) zur Steifigkeitsberechnung, optische Markierungen (position markers) für die Bahnplanung, bearbeitet aus Ajoudani *et al.* [2012]

Das Platzieren des Stabs innerhalb des Lochs kann am schnellsten mit der höchsten Steifigkeitskonfiguration durchgeführt werden, allerdings sind hier die vom Kraft-Moment-Sensor gemessenen Kontaktkräfte am höchsten, wodurch potentiell Materialschäden auftreten können. Ähnliche Resultate werden bei der dritten Variante mit hoher Steifigkeit in z-Richtung erzielt. Das Experiment kann bei Konfiguration mit niedrigster Steifigkeit aufgrund des zu großen Positionierfehlers nicht komplett absolviert werden, wodurch der LBR eine Fehlermeldung erzeugt und in den sicheren Stop-Modus gefahren wird. Die Kontaktkräfte bei variabler Steifigkeit sind mit ungefähr 20 N im Vergleich zu 80 N bei höchster Steifigkeit deutlich geringer, allerdings dauert das Einfahren des Stabes rund 7 s länger. Dennoch zeigt das Experiment, dass die Einbindung variabler Steifigkeitsveränderung ein probates Mittel ist, um einen Industrieroboter intuitiv und bedarfsgerecht steuern zu können.

3.6.2 Experiment: Auffangen eines Balls

Das zweite von Ajoudani *et al.* [2012] durchgeführte Experiment dreht sich um das Auffangen eines Balls in einer von einem LBR gehaltenen Schale. Die Steifigkeitseinstellung des LBR erfolgte analog zu der in Kapitel 3.6.1 beschriebenen Vorgehensweise, lediglich die dritte Variante mit hoher Steifigkeit in z-Richtung ist nicht Teil der Untersuchung. Die Aufgabe des Bedieners ist es, einen Ball der Masse $m = 0,92 \text{ kg}$ und Durchmesser $d = 105 \text{ mm}$ aufzufan-

gen und hiernach in die Ausgangsposition der Hand zurückzukehren. Ein zweiter identischer Ball wird aus der gleichen Höhe fallengelassen, den allerdings der LBR auffangen soll. Die Bewegungen des LBR werden erneut über optische Markierungen am Bedienerarm und deren Bewegung aus der Grundstellung festgelegt.

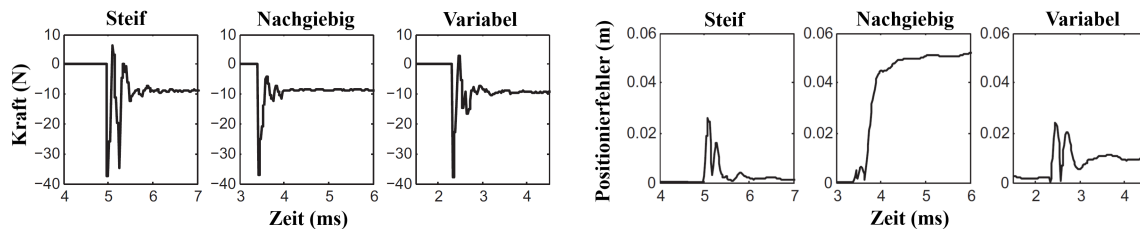


Abbildung 24 Gemessene Kräfte (links) und Positionierfehler (rechts) des LBR für die Aufgabe des Ballfangens mit drei unterschiedlichen Steifigkeitskonfigurationen (hohe Steifigkeit = steif, niedrige Steifigkeit = nachgiebig, veränderliche Steifigkeit = variabel), bearbeitet aus Ajoudani *et al.* [2012]

Abbildung 24 zeigt die gemessenen Kräfte bei Auftreffen des Balls in der Auffangschale sowie die Positionierfehler zwischen kommandierter Position durch den Bediener und der Position des LBR. Die Kraftkurve für die hohe Steifigkeitskonfiguration zeigt einen zweiten, ähnlich hohen Peak wie der initiale nach Auftreffen des Balls. Dieser entsteht durch das Hüpfen des Balls aufgrund der steifen Auffangschale. Eine Verringerung der kommandierten Steifigkeit zeigt gute Ergebnisse hinsichtlich der gemessenen Kraft, allerdings steigt der Positionierfehler deutlich an und stellt damit eine potentielle Fehlerquelle dar. Bei der variablen Steifigkeitsveränderung findet eine Erhöhung der Steifigkeit bei Auftreffen des Balls statt, wodurch ein ähnliches Verhalten hinsichtlich des Positionierfehlers wie bei der steifen Einstellung erfolgt. Durch die Reduktion der Steifigkeit direkt nach dem Aufprall wird ein Hüpfen des Balls verhindert, was sich auch in der Kraftkurve widerspiegelt.

Die Ergebnisse zeigen die Fähigkeit des Menschen, bei Einwirkung einer externen Kraft, hier durch den Ball, durch Kontraktion der Muskeln die Steifigkeit des Armes zu erhöhen und damit Auslenkungen aufgrund der Krafteinwirkung zu minimieren [Ajoudani *et al.*, 2012]. Eine intuitiv einstellbare Steifigkeit des LBR verbindet damit die jeweiligen Vorteile der steifen und nachgiebigen Konfigurationen und nutzt die menschlichen Fähigkeiten der Steifigkeitsveränderung optimal aus.

3.6.3 Experiment: Nachahmung der menschlichen Handschrift

Im von Liang *et al.* [2015] durchgeführten Experiment werden EMG-Signale genutzt, um die Steifigkeit des Baxter-Roboters zu verändern, während der menschliche Bediener versucht, mit einem am Endeffektor des Roboters befestigten Stift zu schreiben. Für die Steifigkeitsberechnung werden EMG-Signale zwischen 400 und 500 Hz verwendet. Insgesamt wird die Muskelaktivität von acht Muskeln im Schulter- und Oberarmbereich gemessen. Der verwendete Arm des Baxter-Roboters besitzt mit sieben Freiheitsgraden die gleiche Anzahl wie der von Ajoudani *et al.* [2012] benutzte LBR. Die Kalibration der EMG-Signale zur Steifigkeitsver-

änderung erfolgt in einem Vorversuch, in dem der Bediener drei unterschiedliche Kraftlevels in allen drei Raumrichtungen ausübt. Mittels der Methode der kleinsten Quadrate erfolgt nach Aufnahme der Messdaten die Berechnung der Vorfaktoren zur Veränderung der Steifigkeit aus den gemessenen EMG-Werten. Außer dieser variablen Steifigkeitskonfiguration wird eine steife Variante mit $K = [800, 800, 800] \text{ N/m}$ sowie eine nachgiebige Variante mit $K = [100, 100, 100] \text{ N/m}$ untersucht.

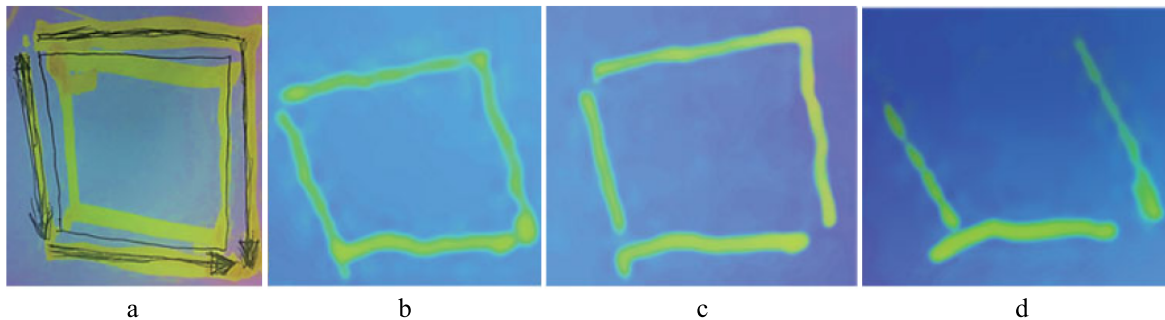


Abbildung 25 a: Referenzhandschrift, b: hohe Steifigkeit, c: variable Steifigkeit, d: niedrige Steifigkeit, bearbeitet aus Liang *et al.* [2015]

Die Referenzhandschrift (Abb. 25 a) zeigt eine einzelne vertikale Linie auf der linken Seite sowie eine einzelne horizontale Linie in der Mitte des zu schreibenden Symbols. Von links oben bis rechts unten soll eine durchgehende Linie mit einem 90° Knick gezeichnet werden. Mit der hohen Steifigkeitskonfiguration kann das zu zeichnende Symbol zwar grundlegend richtig nachgefahren werden, allerdings wird keine Aussparung zwischen den einzelnen Linien realisiert. Das Symbol kann bei niedriger Steifigkeit nicht erfolgreich gezeichnet werden. Das im Vergleich zur Referenzschrift beste Ergebnis kann mit der variablen Steifigkeitseinstellung erzielt werden. Belegt wird dies durch die höchste Korrelation der Kontaktkräfte bei Anfertigen der Referenzschrift zu den Kräften bei der variablen Steifigkeit.

Hiermit zeigt das Experiment ein ähnlich gutes Potential wie die beiden anderen vorgestellten Versuche. Der Einsatz einer intuitiv veränderlichen Steifigkeit in robotischen Anwendungen vor allem im Mensch-Maschine-Kontakt erscheint sinnvoll.

Nachdem verschiedene weiche Roboterhände vorgestellt und der Steifigkeitstransfer auf zwei Industrierobotersysteme in unterschiedlichen Anwendungen betrachtet wurden, sollen im folgenden Kapitel die einzelnen Schritte detailliert vorgestellt werden, durch die der WHISG Hand eine durch den Bediener teleoperierte Fingersteifigkeit verliehen werden kann.

4 Material und Methoden

In diesem Kapitel wird die Entwicklung der Stiffness Measurement Box dargestellt, die für die Signalerfassung und -verarbeitung der gemessenen EMG-Signale sowie der Perturbator-daten verwendet werden soll. Zusätzlich wird die Methode zur Kalibrierung der EMG-Signale zur gemessenen Steifigkeit vorgestellt, die bei der Teleoperation der WHISG Hand eingesetzt wird. Weitere Bestandpunkte des Methodenteils sind die Anbindung der Roboterhand an den Unterarm des Probanden sowie die Rückgabe eines Force Feedbacks (FF) über die anliegende Griffkraft. Im letzten Teil dieses Kapitels werden die durchzuführende Probandenstudie sowie deren Auswertung genauer erläutert.

4.1 Stiffness Measurement Box

Die Stiffness Measurement Box (SMB) stellt eine Messvorrichtung zur Aufnahme und Verarbeitung der EMG-Signale sowie der Perturbationsdaten dar. Der verwendete Arduino Due Mikrocontroller übernimmt dabei Messfunktionen, die normalerweise von einem Simulink-Modell auf einem Echtzeitrechner ausgeführt werden und ermöglicht dadurch, portabel und flexibel Messdaten zu erheben. In den nächsten drei Unterkapiteln soll die Entwicklung der Messbox erklärt werden. Eine Bedienungsanleitung sowie der Schaltplan finden sich im Anhang C.1 und C.2.

4.1.1 Auswertung der EMG-Signale

Die EMG-Signale werden mit kabellosen Trigno™ Standard Sensor Elektroden der Firma Delsys gemessen (Abb. 26). Die Elektroden zeichnen sich durch ihre kleine Baugröße von lediglich 37 x 26 x 15 mm und ihr geringes Gewicht von 14 g aus, wodurch es möglich ist, die Aktivität gezielter Handmuskeln zu messen.



Abbildung 26 Trigno™ Standard Sensor Elektroden (links) sowie die Trigno™ Lab Basisstation der Firma Delsys

Der Einfluss des bereits in Kapitel 2.4.1 vorgestellten *crosstalks* wird durch den geringen Abstand der sensitiven Flächen auf der Elektrode verringert. Zusätzlich wird die Konsistenz der Daten zwischen den Versuchen erhöht, da eben dieser Abstand konstant ist und es deswe-

gen zu keiner Messabweichung aufgrund der wechselnden Platzierung zweier traditioneller Referenzelektroden zueinander kommt.

Die Elektroden liefern ein Signal der Frequenzbandbreite zwischen 20 ± 5 Hz und 450 ± 50 Hz und arbeiten mit einer internen Samplingrate von 1,926 kHz. Das Trigno™ Lab besitzt eine interne Verstärkung von 909 V/V. Zu beachten ist die feste Verzögerung der Elektrodensignale von 48 ms. Die Aktivierung der WLAN-Funktion der Elektroden erfolgt über einen separaten Windows-PC, die Reichweite beträgt 40 m. Über das DC-A22 Ausgangskabel können die unterminierten Endkontakte mit dem Arduino verbunden werden. Als Kontaktverbindung dient ein eigens angefertigter 9-poliger D-Substecker zur leichteren An- und Abkopplung der Elektroden an die Messbox. Das Analog-Signal der EMG-Elektroden liegt im Bereich zwischen ± 5 V. Die typische Amplitude bei Aktivierung der Hand- und Armmuskeln ist im Größenbereich von ± 500 mV. Die Analog-Eingänge des verwendeten Arduino Due Boards sind lediglich für Spannungsbereiche zwischen 0 und 3,3 V geeignet, weshalb das Analog-Signal vorverarbeitet werden muss. Zur Begrenzung der maximalen Spannung wird eine Subtrahierverstärkerschaltung aufgebaut (Abb. 27).

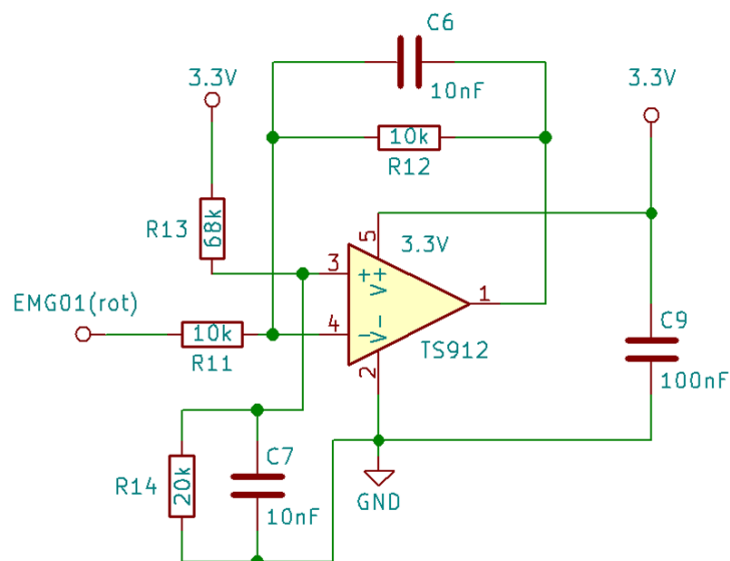


Abbildung 27 Exemplarische Darstellung der Subtrahierverstärkerschaltung zur Vorverarbeitung des Analogsignals einer Delsys Trigno™ Mini Elektrode

Die verwendeten Operationsverstärker sind TS912 und TS914 der Firma STMicroelectronics. Das Anlegen einer 3,3 V Spannung am nicht-invertierenden Eingang (+) und der ± 5 V Spannung der EMG-Elektroden am invertierenden Eingang (−) führt mit der internen Invertierung des Spannungssignals zu einer Begrenzung des messbaren Spannungsbereiches auf $\pm 1,65$ V. Durch die Auslegung der Vor-Widerstände kann dieser Spannungsbereich auf $\pm 1,5$ V weiter gesenkt werden. An der Versorgungsspannung (Vcc) wird ebenfalls eine Spannung von 3,3 V angelegt, wodurch die maximal mögliche Ausgangsspannung des Operationsverstärkers auf ebendiese begrenzt und damit das Arduino-Board geschützt wird. Durch den Einsatz von 100 nF Kondensatoren parallel zur Versorgungsspannung wird eine zunehmende Filterung des

Signals ab 1 kHz erreicht, wodurch potenzielle Störsignale aus der Umgebung abgeschwächt werden.

Insgesamt können mit dem Messaufbau sechs EMG-Elektroden verwendet werden. Die Signale werden mit 2 kHz abgefragt und im Nachgang weiter gefiltert. Für die Stiffness Measurement Box wurde in einem Vorversuch der Einfluss verschiedener Frequenzbereiche auf die Vorhersagegüte der Steifigkeit durch EMG-Signale untersucht. Es konnte kein signifikanter Einfluss festgestellt werden, weshalb für die Bandpassfilterung der Signale der klassische Bereich zwischen 20 und 450 Hz verwendet wird. Nebeneffekt dieser Filterung ist, dass das gefilterte Signal auf ein Nullniveau gesenkt wird. Das Bandpass gefilterte Signal $S(t)$ wird im nächsten Bearbeitungsschritt durch Quadrieren und Wurzelziehen gleichgerichtet. Durch die Berechnung des quadratischen Mittels mit einer Fensterbreite von 75 ms wird die Amplitude des EMG-Signals berechnet, die für die Kalibrierungsvorschrift verwendet wird. Abbildung 28 zeigt den Vergleich zwischen dem ungefilterten, vom Arduino gemessenen EMG-Signal und dem bearbeiteten Signal. Dargestellt ist die Muskelaktivität der intrinsischen Handmuskeln MID1 und MID2 bei bewusster Versteifung des Zeigefingers.

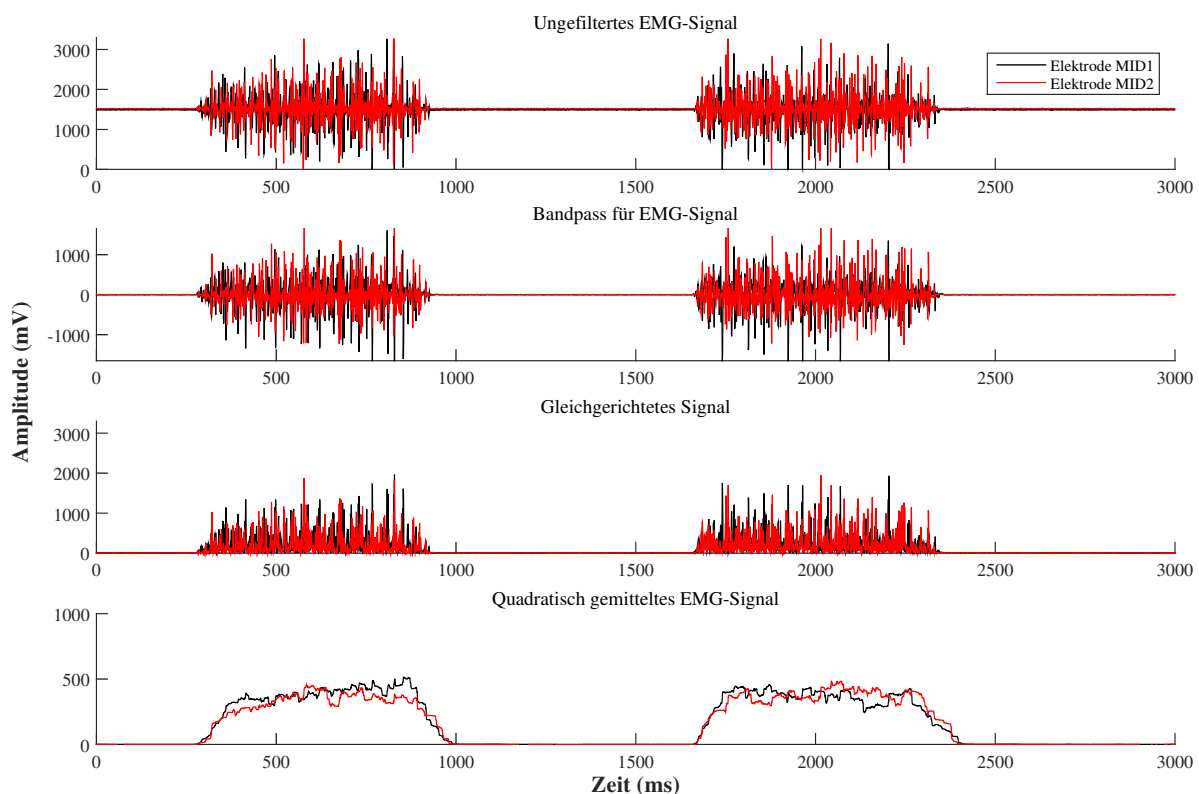


Abbildung 28 Vergleich zwischen ungefiltertem und verarbeitetem EMG-Signal bei Versteifung des Zeigefingers und Messelektrode auf MID1 (schwarz) und MID2 (rot); x-Achse Zeit in ms; y-Achse Amplitude in mV

Durch einen zusätzlichen gleitenden Mittelwert mit einer Fensterbreite von 75 ms wird das Signal weiter geglättet, um eine gleichmäßigere Steifigkeitsregelung für die WHISG Hand zu erhalten. Diese Form der Glättung erzeugt zwar eine zeitliche Verzögerung zwischen Anspan-

nung der Muskeln und dem Anstieg der Amplitude (Abb. 29), dennoch ist die Verzögerung deutlich geringer als mit einem digitalen Butterworth Tiefpassfilter 1. Ordnung.

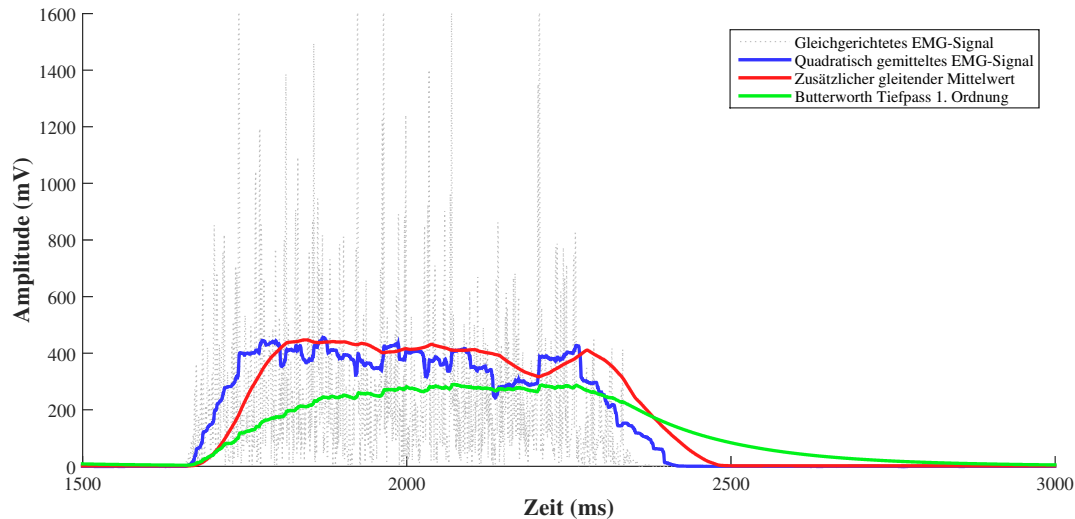


Abbildung 29 Vergleich der Amplitudenberechnung aus einem gleichgerichteten EMG-Signal (schwarz) durch das quadratische Mittel (blau) und einem zusätzlichen gleitenden Mittelwert (rot) sowie durch einen digitalen Butterworth Tiefpassfilter (grün)

Die benötigten Faktoren für den verwendeten Butterworth Bandpassfilter 2. Ordnung werden mit dem 'Signal Analysis Tool' von Matlab berechnet. Der komplette Filterablauf kann dem Anhang entnommen werden (Anhang Kap. C.3).

4.1.2 Vorstellung des Grasp Perturbators

Der am DLR entwickelte Grasp Perturbator ist ein Messinstrument zur Messung von Steifigkeiten (Abb. 30).

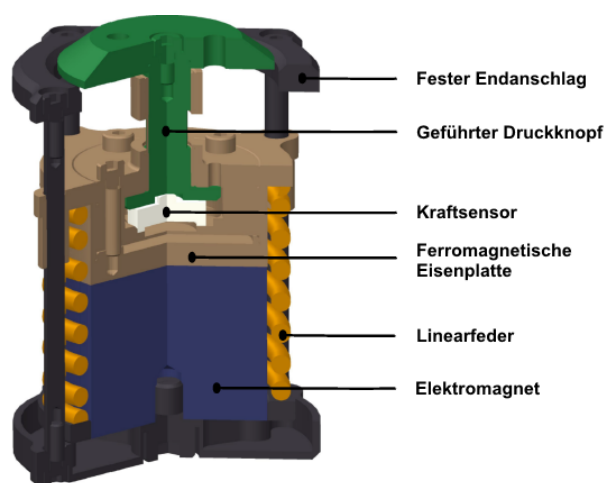


Abbildung 30 CAD-Zeichnung der für den Grasp Perturbator verwendeten Bauteile, fehlend sind die Lüfter zur Kühlung des Elektromagneten, übersetzt aus [Höppner *et al.*, 2017]

Dieser besteht aus einem geführten Druckknopf (grün), auf dem der Zeigefinger aufgelegt werden kann. Über den Kraftsensor (weiß) wird die vom Zeigefinger ausgeübte Kraft gemessen. Die Linearfeder (gelb) wird vor jeder Perturbation vorgespannt und von einem Elektromagne-

ten (blau) durch die ferromagnetische Eisenplatte (braun) in vorgespanntem Zustand gehalten. Die Distanz zwischen unterer Stellung und dem festen Endanschlag des Gehäuses (schwarz) beträgt konstant 7,5 mm.

Die Federkraft von 140 N im vorgespannten beziehungsweise 100 N im entspannten Zustand ist größer als die von den Fingern im Pinzettengriff ausübbare Kraft und sorgt damit für identische Versuchsbedingungen zwischen Messungen. Als Kraftsensor wird der KM10 der Firma ME-Messsysteme GmbH verwendet, der einen Kraftbereich von 100 N mit einer Sensitivität von 1 mV/V aufweist. Das Analogsignal des Sensors wird durch den GSV-1H Messverstärker der gleichen Firma verstärkt. Die Signalgenauigkeit liegt bei 0,1 N.

Das anliegende Kraftsignal $F(t)$ wird von der SMB über eine Aufnahmedauer von 500 ms und einer Sampling Rate von 10 kHz aufgenommen. Das Signal weist ein relativ hochfrequentes Rauschen auf, weshalb eine Signalfilterung durchgeführt werden muss (Abb. 31). Der verwendete Savitzky-Golay-Filter 2. Ordnung mit 21 Stützstellen bestimmt anhand einer polynomischen Regression k -ter Ordnung und n Stützstellen einen gefilterten Funktionswert. Dieser Filter hat die Eigenschaft, dass hohe Frequenzen nicht abgeschnitten werden und dass die Filterung verzögerungsfrei erfolgt. Das gefilterte Signal wird zusätzlich durch einen gleitenden Mittelwert mit 20 Stützstellen überarbeitet, um ein geglättetes Ausgangssignal zu erhalten.

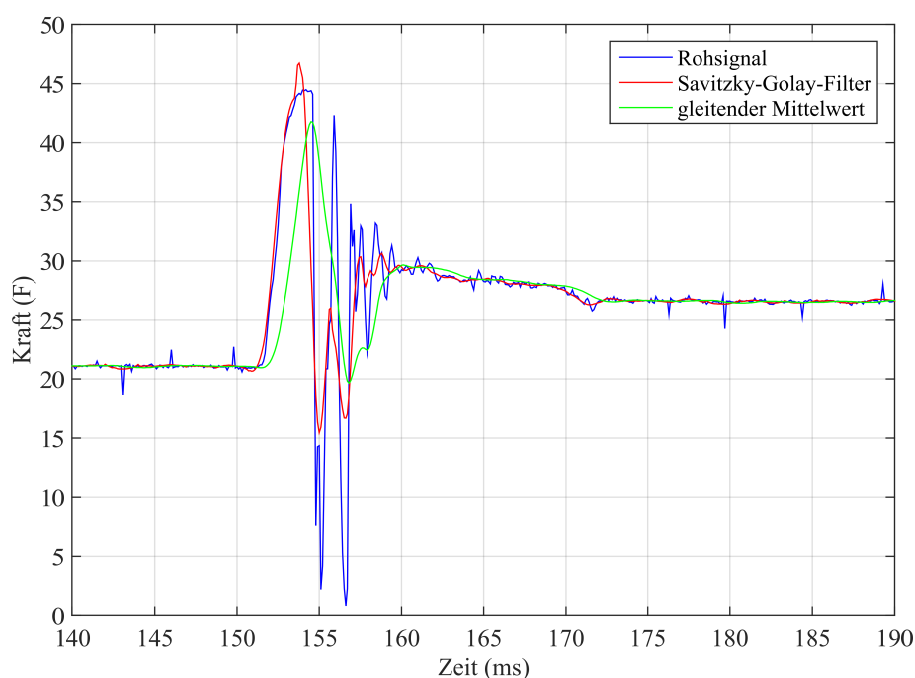


Abbildung 31 Darstellung einer von der SMB gemessenen Kraftsignalkurve; blau: ungefiltertes Kraftsignal, rot: Savitzky-Golay-Filter, grün: gleitender Mittelwert mit $n=20$ Stützstellen

Zur Steifigkeitsbestimmung wird die vom Zeigefinger aufgebrachte Kraft vor und nach der Perturbation gemessen. Abbildung 32 zeigt einen typischen Kraft-Zeitverlauf einer Perturbation. Die abgebildete Messkurve (schwarz) wurde von der SMB aufgenommen, verarbeitet und auf einem 320x480 TFT-Display (Firma Adafruit) angezeigt. Als Start der Perturbati-

on ist derjenige Zeitpunkt definiert, an dem die Kraftkurve zuletzt eine Standardabweichung von $5 \cdot 10^{-4}$ N besitzt. Dieser ist ungefähr 4 ms vor dem maximalen gemessenen Kraftlevel [Höppner *et al.*, 2013].

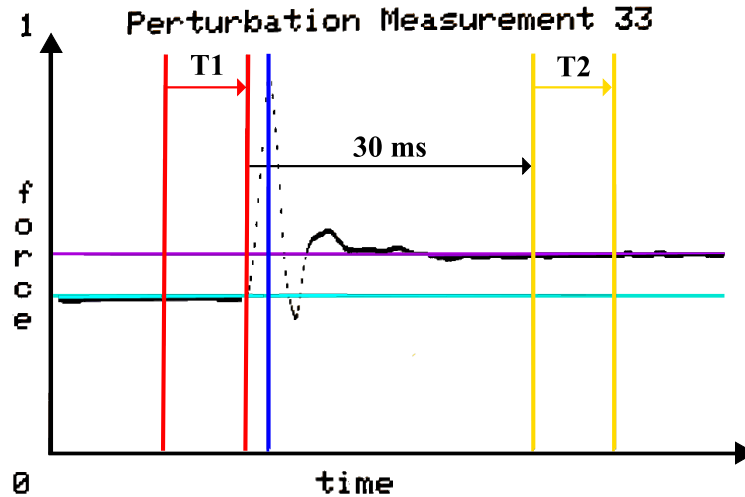


Abbildung 32 Darstellung des von der SMB gemessenen und verarbeiteten Kraft-Zeitverlaufs bei Perturbation des Zeigefingers: Darstellung der Zeitfenster T1 (rot, Kraft vor Perturbation) und T2 (gelb, Kraft nach Perturbation) sowie der unterschiedlichen Kraftlevels vor (türkis) und nach (violett) Perturbation und der maximal gemessenen Kraft (blau)

Die vor der Perturbation aufgebrachte Kraft ist als der Mittelwert aller gemessenen Kraftwerte über einen Zeitraum von 10 ms (T1) vor Start der Perturbation definiert. Um den Einfluss von Reflexen auf die ausgeübte Kraft zu umgehen, wird die Messdauer auf unter 40 ms nach Start der Perturbation festgelegt (vgl. Kap. 2.4.3). Bis zum Ende des Zeitfensters T2 kann der Reflexeinfluss ignoriert werden, weshalb hier die intrinsische Steifigkeit gemessen wird, d. h. die statische Steifigkeit der Fingermuskeln. Für die aufgebrachte Kraft nach Perturbation werden die Messwerte innerhalb dieses Zeitfensters gemittelt. Somit ergibt sich die gemessene Steifigkeit k zu:

$$k = \frac{F(T2) - F(T1)}{\Delta x} \quad (9)$$

mit $\Delta x = \text{konst.}$ aufgrund der konstanten maximalen Distanz zwischen unterer Stellung und Endanschlag von 7,5 mm. Die lineare Beziehung zwischen Kraftausübung des Zeigefingers zur gemessenen Fingersteifigkeit konnte von Höppner *et al.* [2011] nachgewiesen werden. Zusätzlich ist der Mensch in der Lage, durch Co-Kontraktion die Fingersteifigkeit zu ändern, ohne dass sich die ausgeübte Kraft erhöht [Höppner *et al.*, 2013]. Weiter können Höppner *et al.* [2017] feststellen, dass 72 ± 12 % der Steifigkeitsvarianzen anhand der gemessenen EMG-Signale der beiden intrinsischen Handmuskeln MID1 und MID2 erklärt werden können, weshalb für die vorliegende Arbeit diese beiden Muskeln für die Teleoperation der Steifigkeit verwendet werden. Der Grasp Perturbator stellt damit eine wichtige Komponente für die Entwicklung einer Kalibrierungsvorschrift von EMG zu Steifigkeit dar, die im Folgenden beschrieben werden soll.

4.1.3 Kalibrierungsmethode von EMG zu Steifigkeit

Physiologische und experimentelle Unterschiede wie das Alter, das Geschlecht oder die Platzierung der Elektroden erfordern eine Kalibrierung der EMG-Amplitude zur gemessenen Steifigkeit. Hierfür wird eine Methode entwickelt, die über Regressionsanalysen einen Zusammenhang zwischen Kraft und Steifigkeit sowie zwischen EMG-Amplitude und Steifigkeit herstellt.

Exkurs Regressionsanalyse: Aufgrund des linearen Zusammenhangs zwischen der EMG-Amplitude und der Kraft zur Steifigkeit (vgl. Kapitel 2.4.3) kann mittels einer linearen Regression eine Gerade an die Messdaten angepasst werden, die für die Vorhersage der Steifigkeit anhand der Kraft beziehungsweise der EMG-Amplitude genutzt werden kann. Mit der Methode der kleinsten Quadrate wird eine Schätzfunktion der Form:

$$y = a_0 + a_1 x_1 + a_2 x_2 + \dots + a_n x_n + \varepsilon \quad (10)$$

mit Zielvariable y , Regressionskoeffizienten $a_0 \dots a_n$, Erklärungsvariablen $x_1 \dots x_n$ und Unsicherheit ε an die Messdaten angepasst und hinsichtlich der Abweichung jedes einzelnen Datenpunktes an die Schätzfunktion minimiert. Das Bestimmtheitsmaß R^2 gibt das Gütemaß der Korrelation zwischen der Schätzfunktion und den gemessenen Datenpunkten an. Dieses kann Werte zwischen 0 und 1 annehmen, wobei 0 keine und 1 eine perfekte Linearität ausdrückt. Das korrigierte Bestimmtheitsmaß \bar{R}^2 durch:

$$\bar{R}^2 = 1 - (1 - R^2) \frac{n - 1}{n - K} \quad (11)$$

mit Anzahl n der Messwerte und Anzahl K der Regressionskoeffizienten $a_0 \dots a_n$ stellt aufgrund des Einflusses der Messwert- und Koeffizientenanzahl ein robusteres Mittel hinsichtlich der statistischen Aussagekraft dar und wird im weiteren Verlauf für die Güte der (multiplen) linearen Regression herangezogen.

Beschreibung der Methode: Der erste Schritt ist die Aufnahme des Grundsignals der Muskelaktivität in völlig entspanntem Zustand durch:

$$\text{EMG}_{\text{Offset}, 1 \dots n} = \frac{1}{N} \sum_1^N E_{1 \dots n}(t) \quad (12)$$

mit der Mittelung der berechneten EMG-Amplitude $E_{1 \dots n}$ jeder Elektrode über einen Zeitraum von 3 s.

Der Kraftsensor des Perturbators muss vor jedem Experiment mit einem bekannten Gewicht kalibriert werden. Danach kann ein MVC-Wert für die Kraft F durch:

$$\text{MVC}_F = F_{\max} = \frac{1}{N} \sum_1^N F(t) \quad (13)$$

bestimmt werden, in dem die maximal auf den Perturbator ausüb bare Kraft über einen Zeitraum von 3 s gemessen und gemittelt wird. Zur gleichen Zeit wird die Muskelaktivität gemessen, um den MVC-Wert für die EMG-Amplitude $E_{1\dots n}$ mit:

$$\text{MVC}_{\text{EMG},1\dots n} = E_{\max,1\dots n} = \frac{1}{N} \sum_1^N E_{1\dots n}(t) - \text{EMG}_{\text{offset},1\dots n} \quad (14)$$

berechnet werden. Beide MVC-Werte können zur Normalisierung der Kraft und der EMG-Amplitude verwendet werden.

Insgesamt werden $i = 16$ Perturbationen durchgeführt, jeweils acht bei 25 % und 45 % des gemessenen MVC_F -Wertes. Zur Auslösung der Perturbation muss der Proband diese Kraft in einem Bereich von ± 5 % über einen Zeitraum $t \leq 2$ s halten. Jeweils vier der Perturbationen bei jeder Kraftstufe werden mit und ohne kommandierte Versteifung des Zeigefingers durch Muskelkontraktion ausgeführt. Durch lineare Regression der gemittelten Kraft $F_i(T1)$ vor der Perturbation zur gemessenen Steifigkeit K mit:

$$K_i = a_0 + a_1 F_i(T1) \quad (15)$$

können die Regressionskoeffizienten $a_{0,1}$ berechnet werden. Das Einsetzen der maximal ausüb baren Kraft F_{\max} führt durch:

$$K_{\max} = a_0 + a_1 F_{\max} = a_0 + a_1 \text{MVC}_F \quad (16)$$

zur Vorhersage einer theoretischen, maximalen Steifigkeit K_{\max} , was zur Normalisierung aller gemessenen Fingersteifigkeiten K_i mit:

$$K_{\text{norm},i} = \frac{K_i}{K_{\max}} \quad (17)$$

genutzt werden kann. Für die Regression werden nur Kraft- und Steifigkeitswerte der Perturbationen ohne kommandierte Aktivität der Fingermuskeln verwendet, da die Aktivierung ebendieser stark von den Fähigkeiten des Probanden abhängen und eine exakte Wiederholung der maximalen Aktivierung ohne intensives Training schwer erreichbar ist.

Die EMG-Amplitude während der Perturbation wird über einen Zeitraum von 200 ms vor Auslösen der Perturbation mit einer Sampling Rate von 10 kHz gemessen. Diese wird beschrieben durch:

$$E_{\text{Pert},1\dots n} = \frac{1}{N} \sum_1^N E_{1\dots n}(t) - \text{EMG}_{\text{offset},1\dots n} \quad (18)$$

und kann mit Hilfe des bereits berechneten MVC_{EMG} -Wert:

$$E_{\text{norm},1\dots n,i} = \frac{E_{\text{Pert},1\dots n,i}}{\text{MVC}_{\text{EMG},1\dots n}} \quad (19)$$

normalisiert werden. Die Kalibrierung von EMG zur gemessenen Steifigkeit erfolgt durch multiple lineare Regression der normalisierten Messwerte:

$$K_{\text{norm},i} = b_0 + b_1 E_{\text{norm},1,i} + b_2 E_{\text{norm},2,i} + \dots + b_n E_{\text{norm},n,i} \quad (20)$$

mit den Regressionskoeffizienten $b_{1\dots n}$ und Elektrodenanzahl n . Die berechneten Koeffizienten können nun für die kontinuierliche Teleoperation der Steifigkeit auf die WHISG Hand verwendet werden. Hierfür kann zur Normalisierung der kontinuierlich gemessenen EMG-Amplitude (Sampling Rate 2 kHz) ein neues Maximum $\text{MVC}_{\text{EMG},1\dots n}$ gemessen werden, das vom Probanden auch über einen längeren Zeitraum ohne Ermüdungserscheinungen erreicht werden kann.

4.2 Verbindung der WHISG Hand zum menschlichen Bediener

Die Benutzung von Rapid-Prototyping-Technologie in Form des 3D-Drucks wurde für die Herstellung der WHISG Finger verwendet. Dies verringert die Herstellungskosten und -zeit und ermöglicht, schnell Gestaltungsentwürfe zu testen und gegebenenfalls anzupassen, weshalb für die Anbindung der kompletten Roboterhand an den Probanden auf die gleiche Technologie zurückgegriffen wird. Zusätzlich wird eine Schiene für den Unterarm benötigt, an der die Roboterhand befestigt werden kann. Hiermit ist eine Führung der Hand ohne direkten Kontakt mit ebendieser möglich. Im Folgenden wird die Herstellung der benötigten Einzelteile näher erläutert.

3D-Druck: Die WHISG Hand besitzt zwei Querstreben, zwischen denen die komplette Elektronik und Mechanik untergebracht ist und die für einen genauen Abstand zwischen den Fingern sowie dem Flansch sorgen. An letzterem kann sowohl ein Pistolengriff als auch eine Befestigung an einen KUKA LBR angebracht werden. Für die Anbindung an den Unterarm wird eine Konstruktion entwickelt, die sowohl an den Flansch der Hand als auch direkt an die beiden Querstreben angebracht werden kann (Abbildung 33).

Die Verwendung einer Fachwerkstruktur im Mittelteil entspricht den Prinzipien des Leichtbaus und erhöht die Festigkeit gegenüber Biegung bei gleichzeitiger Reduktion des Eigenge-

wichtiges. Die Verrundung innerhalb des Fachwerkes verringert auftretende Kerbspannungen und schützt dadurch das Bauteil vor Versagen. Der hintere Teil wird für die Einspannung innerhalb einer Metallschiene verwendet, die an der, im nächsten Abschnitt vorgestellten, Kunststoffschiene angebracht wird. Für den 3D-Druck werden voreingestellte Parameter in der höchsten Druckqualität und einem Infill-Verhältnis von 30 % verwendet.

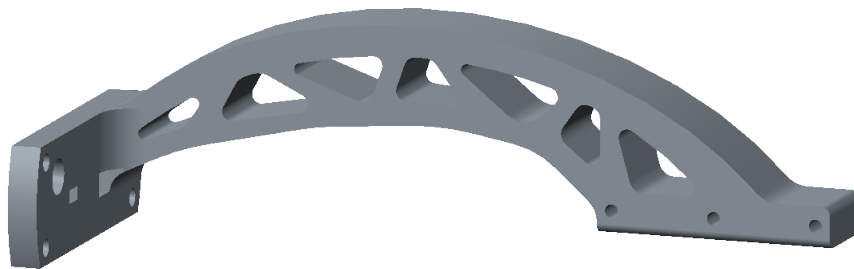


Abbildung 33 Konstruktionsentwurf für die Anbindung der WHISG Hand und dem Unterarm des Bedieners

Herstellung der Schiene: Bei Brüchen oder Verstauchungen werden nicht nur Gipsverbände, sondern auch flexibel anpassbare Kunststoffschienen benutzt. X-Lite® der Firma TRIAMED ist ein für medizinische Anwendungen zugelassener Thermoplast, der bei Temperaturen zwischen 55 und 70 °C formbar gemacht werden kann. Durch die porige Struktur verringert sich das Gewicht und erhöht die Luftdurchlässigkeit, sodass der Proband minimal belastet wird. Die Steifigkeit der Schiene kann durch Verwenden mehrerer Lagen verändert werden. Für die Probandenschiene werden zwei Lagen erwärmt und durch Anpressen miteinander verbunden. Um einen sicheren Halt zu ermöglichen, wird zum einen die Gesamtlänge bis knapp vor das Ellenbogengelenk festgelegt sowie Klettverschluss-Elemente angebracht. Bewegungen des Handgelenks werden durch die Schiene eingeschränkt. Der Handrücken bleibt aufgrund der nötigen Platzierung der EMG-Elektroden frei. Abbildung 34 zeigt die fertige Anbringung der Roboterhand an den Bediener inklusive der platzierten Elektroden sowie dem in der Hand gehaltenen Force-Feedback-Gerät. Letzteres sowie dessen Einbindung in das Gesamtsystem wird im nächsten Abschnitt näher betrachtet.

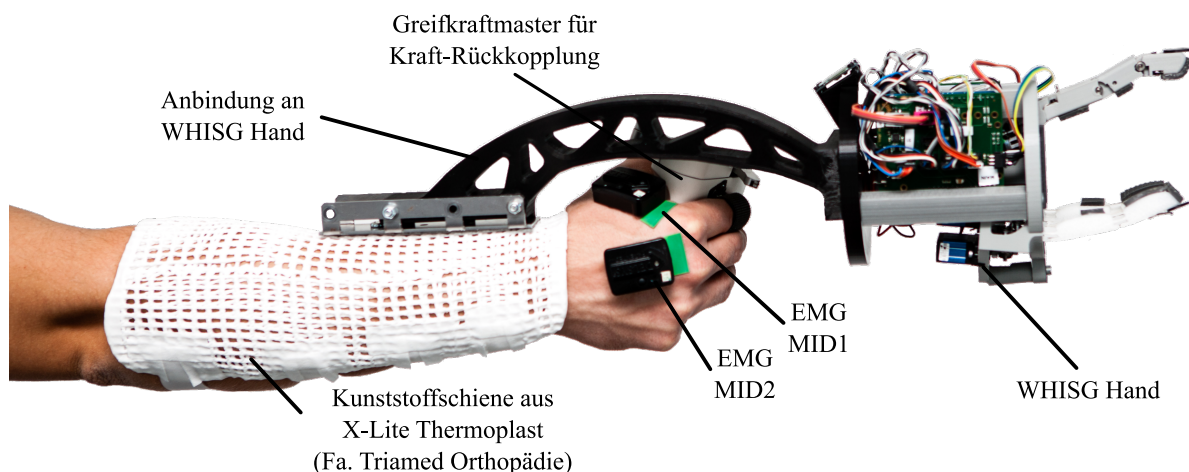


Abbildung 34 Anbringung der WHISG Hand über eine am Unterarm befestigte Schiene inklusive zwei EMG-Elektroden auf dem Handrücken sowie dem Force-Feedback-Gerät in der Hand des Probanden

4.3 Force Feedback (FF)

Der sogenannte Griffkraftmaster (GKM) ist ein Force-Feedback-Gerät der Firma Force Dimension, das für deren sigma-Linie der haptischen Schnittstellengeräte entwickelt und zum Beispiel für medizinische Anwendungen wie dem DLR MiroSurge [Konietschke *et al.*, 2009] eingesetzt werden kann. Die Position eines elektromechanischen Hebelmechanismus kann über den Bediener flexibel verändert werden. Veränderliche Parameter sind dabei sowohl die Auslenkung des Hebels sowie die Gegenkraft, die der Bediener erfährt. Als Ausgangsgrößen liefert das Gerät den gemessenen Motorstrom sowie die Position zurück. Aktuiert wird der GKM durch einen Elektromotor der Firma Maxon. Eine Änderung zum Originalbauteil stellt die neue, 3D-gedruckte Ablagefläche für den Zeigefinger dar (Abb. 35).



Abbildung 35 Greifkraftmaster (GKM, links), 3D-gedruckte Ablagefläche für den Zeigefinger inklusive Klettverschluss zum Einspannen des Zeigefingers (Mitte) im Vergleich zur Originalversion (rechts)

In der Ausgangsversion ist eine Ablagefläche sowohl für den Zeige- als auch für den Mittelfinger vorhanden. In der vorliegenden Arbeit soll primär die Steifigkeit des Zeigefingers untersucht werden, weshalb auch nur dieser die anliegende Griffkraft spüren soll. Die zusätzliche Unterstützung durch den Mittelfinger ist nicht gewünscht.

Die Steuerung des GKM und der WHISG Hand übernimmt ein Simulink-Modell, das auf einem Linux-Rechner mit Echtzeitbetriebssystem gestartet wird. Die SMB verarbeitet die ankommenden EMG-Daten und schickt diese über die serielle Schnittstelle des Arduino Microcontrollers an den Linux-PC. Zum Austausch der Daten mit der WHISG Hand wird der am DLR entwickelte LNManager verwendet. Dieser stellt ein *framework* zum Erstellen und Verwalten von Computernetzwerken dar. Abbildung 36 zeigt die gesamte Netzwerkstruktur. Über einen Ethercat-Buskoppler der Firma Beckhoff (grün) liefert der GKM seine Daten an den Echtzeitrechner, an den auch die Simulinkdaten geschickt werden (rot). Die Kommunikation zwischen den Linux-Rechnern übernimmt der LNManager (gelb), der auch das Anfordern der verarbeiteten EMG-Daten der Messbox übernimmt (schwarz). Die WHISG Hand liefert ihre Daten über eine USB-Verbindung an den Echtzeitrechner (schwarz), von dem die Information über die gemessenen Drehmomente der Daumengelenke der WHISG Hand an den GKM weitergegeben und als Gegenkraft für die Krafrückkopplung verarbeitet wird. Leitungen ohne Pfeilrichtungen stellen bidirektionale Netzwerkwege dar, da sowohl Daten versendet als auch empfangen werden sollen. Lediglich die EMG-Elektroden versenden deren Information nur in eine Richtung.

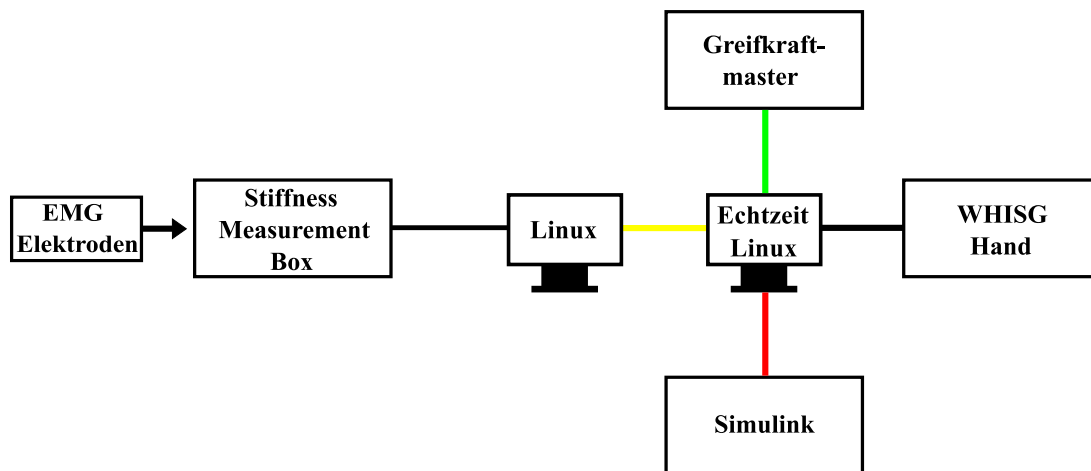


Abbildung 36 Schematische Darstellung der Kopplung zwischen den einzelnen Subsystemen; schwarz: Datenleitungen, grün: Ethernet, gelb: LNManager, rot: Simulink

4.4 Planung der Probandenstudie

Im Fokus der Probandenstudie steht die Untersuchung der menschlichen Griffsteifigkeit bei Durchführen eines Greifvorganges, wie beispielsweise dem Entnehmen von Nahrungsmitteln aus einer Tragebox nach dem Einkauf im Supermarkt. Der englische Supermarkt Ocado bietet seine Waren ausschließlich über das Internet an. Die getätigten Einkäufe der Kunden müssen derzeit von Mitarbeitern der Firma in gekühlten Räumen für die Lieferung kommissioniert werden. Die niedrigen Temperaturen machen den Arbeitsplatz jedoch unattraktiv und unangenehm, weshalb Ocado diese Arbeit gerne von Robotern durchführen lassen würde. Aufgrund der unterschiedlichen Eigenschaften vieler Nahrungsmittel sind flexible Greifer notwendig. Derzeit experimentiert Ocado mit an der an einem LBR montierten RBO Hand 2 (vgl. Kap. 3.2), deren Steifigkeit jedoch nur über die Kunststoffwahl verändert werden kann. Durch die Probandenstudie soll die Frage geklärt werden, ob eine Steifigkeitsveränderung generell nützlich für das Greifen eines Objektes ist, um schließlich Ansatzpunkte für die Entwicklung eines optimalen Greifers für eine Vielzahl von Nahrungsmitteln auszuarbeiten.

Hierfür soll sowohl der Einfluss der Griffsteifigkeit als auch der Nutzen eines Feedback-Mechanismus auf den Greiferfolg untersucht werden. Zusätzlich wird die Beeinflussung einer simulierten Sichtbeeinträchtigung (*visual impairment*, VI) auf das Greifen analysiert. Die aus Glas bestehenden Einsätze der verwendeten Schweißbrille werden durch Kunststoffgläser ersetzt, die durch das Bearbeiten mit Schmirgelpapier und einer zusätzlichen, milchigen Kunststofffolie Objekte nur verschwommen erkennen lassen (Abb. 37). Für die statistische Auswertung werden Testfaktoren und -merkmale benötigt, anhand derer der Nutzen einer variablen Griffsteifigkeit für diese Tätigkeit gemessen werden kann. Im Folgenden soll der generelle Ablauf des Experiments vorgestellt, die Definition der oben genannten Parameter und der aufgestellten Hypothesen sowie die statistische Auswertung erklärt werden.



Abbildung 37 Schweißerbrille mit Kunststoffglaseinsätzen zur Simulation einer Sichtbeeinträchtigung

4.4.1 Ablauf des Experiments

An der Greifstudie nehmen insgesamt sechs männliche Probanden im Alter zwischen 24 und 30 Jahren teil. Alle Teilnehmer erhalten die Kunststoffschiene an den rechten Unterarm, fünf der Probanden sind rechtshändig und einer linkshändig. Vor Beginn des Experiments werden alle Probanden über den Ablauf informiert, welches teilweise mit der Deklaration von Helsinki des Weltärztebunds konform ist (World Medical Association, WMA [2008]). Diese beinhaltet die ethischen Grundsätze für medizinische Forschung mit menschlichen Testpersonen. Non-Konformität betrifft den Punkt in Abschnitt B-16, dass kein Arzt das Experiment beaufsichtigen wird.

Der erste Schritt ist die richtige Platzierung der EMG-Elektroden auf den beiden untersuchten Handmuskeln MID1 und MID2. Vor dem Aufkleben der Elektroden kann über ein graphisches Fenster die Signalqualität überprüft und die genaue Positionierung auf dem Handrücken anhand der anatomischen Lokalisierung der Muskeln ermittelt werden. Durch bewusste Anspannung kann jeder Teilnehmer den Ort der höchsten Amplitude suchen. Zur Verbesserung der Signalqualität werden die Elektroden vor der Platzierung mit Leitungswasser angefeuchtet und mit den von der Firma Delsys bereitgestellten *Adhesive Interfaces* auf die Haut aufgeklebt. Nach dem erfolgreichen Aufkleben kann das Grundrauschen über das graphische Fenster kontrolliert werden. Bei zu hohem Rauschen wird der Vorgang wiederholt.

Vor den Greifversuchen mit der WHISG Hand wird die Kalibrierungsmethode (Kap. 4.1.3) durchgeführt. Durch Trainingsperturbationen vor den sechzehn Perturbationen für die Kalibrierung erhält der Proband die Möglichkeit, das Messgerät kennenzulernen und sich mit der Messmethodik vertraut zu machen. Die Trainingsphase ist zeitlich auf zehn Minuten beschränkt. Nach erfolgreicher Kalibrierung kann mit dem Greifen der Plastikschaalen begonnen werden. Das Ziel ist das erfolgreiche Greifen einer Plastikschaale aus einer handelsüblichen Kartonagenkiste (Abb. 38). Die Abmessungen der Plastikschaalen entsprechen denen von Erdbeerschälchen. Das Gewicht der normalerweise verpackten Erdbeeren wird durch mit Wasser

gefüllte Eiswürfelbeutel simuliert. Innerhalb der Kartonagenkiste sind die Plastikschrallen auf handelsübliche Weise dicht gepackt. Die zu greifende Plastikschrallen ist mit einem Kreuz innerhalb eines Kreises eindeutig gekennzeichnet. Zwischen den einzelnen Schallen befinden sich mehrere Zwischenräume, in denen die drei Finger der WHISG Hand platziert werden können.

Ein einzelner Greifvorgang gliedert sich wie folgt: Die Kartonagenkiste befindet sich auf einem hüfthohen Tisch und ist auf ebendiesem mit Klebeband befestigt, sodass jegliche Bewegung der Kiste verhindert wird. Der Proband beginnt den Greifvorgang etwa einen Schritt vor dem Tisch. Hierdurch wird das Erlernen der optimalen Ausgangsposition zum Greifen der Schalle erschwert. Der Arm, an dem die WHISG Hand befestigt ist, soll entspannt seitlich am Körper gehalten werden. Die Finger zeigen dabei Richtung Boden. Mit dem vom Experimentator kommenden Startsignal tritt der Proband an den Tisch heran und beginnt den Greifvorgang. Gleichzeitig startet die Datenaufnahme für die spätere Auswertung. Nach erfolgreicher Kontaktaufnahme und Herausheben der Schalle soll diese neben der Kartonagenkiste abgelegt werden. Nach dem Ablegen tritt der Proband wieder auf die Ausgangsposition zurück, erneut mit der seitlichen Stellung des Armes am Körper. Danach beendet der Experimentator die Datenaufnahme und richtet den Grundzustand des Experiments wieder her, bevor mit einem weiteren Greifvorgang begonnen wird.



Abbildung 38 Übersicht der zu greifenden Plastikboxen innerhalb der Kartonage (schwarze Umrandung nachträglich eingefügt)

4.4.2 Statistische Versuchsplanung

Für die statistische Auswertung werden drei Testfaktoren bestimmt, die vom Experimentator für jeden Greifvorgang beeinflusst werden können. Diese sind:

<u>Fingersteifigkeit (K)</u>	<u>Feedback-Mechanismus (FF)</u>	<u>Sichtbeeinträchtigung (VI)</u>
Niedrig	Nur visuell	ohne
Hoch	Zusätzliche Gegenkraft	mit
Variabel		

Aufgrund dieser drei- bzw. zweistufigen Faktoren sind insgesamt zwölf Permutationen möglich. Unter der Gesamtheit der Permutationen versteht man die Anordnung aller zu untersuchenden Faktoren in jeder möglichen Reihenfolge. Um den Einfluss von Trainingseffekten und der Reihenfolge innerhalb der Permutationen zu verringern, müssen alle möglichen Permutationen getestet werden. Hierfür wird die in Abbildung 39 dargestellte Anordnung erstellt.

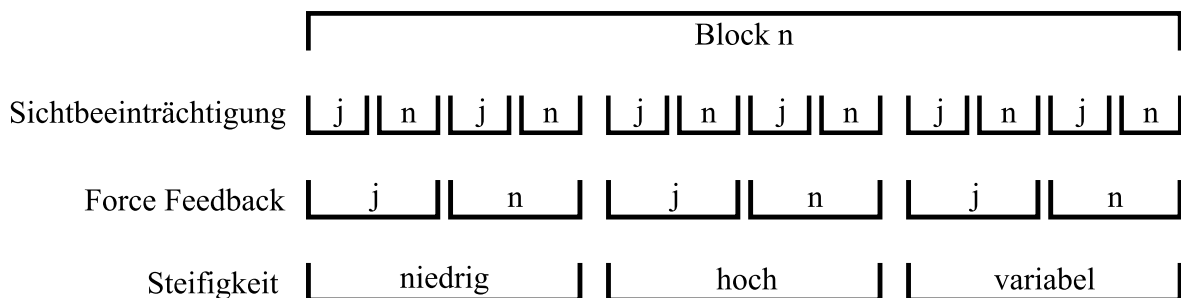


Abbildung 39 Anordnung der zu untersuchenden Faktoren innerhalb eines einzelnen Greifblockes: n = kein(e) Force Feedback / Sichtbeeinträchtigung, j = Force Feedback / Sichtbeeinträchtigung

Der Gesamtblock gliedert sich in zwölf einzelne Greifvorgänge, jeweils vier pro Steifigkeitseinstellung mit und ohne FF beziehungsweise VI. Innerhalb dieses Blockes wird die Reihenfolge des Steifigkeitsfaktors verändert, weshalb es sechs unterschiedliche Anordnungen gibt. Damit keine Reihenfolge einen erhöhten Einfluss auf die Ergebnisse hat, sollte die Probandenanzahl ein Vielfaches von Sechs betragen.

Um die statistische Aussagekraft zu erhöhen und den Einfluss von Ausreißern zu verringern, soll jede Parameterkombination vier Mal durchgeführt werden, weshalb pro Proband insgesamt vier Blöcke untersucht und damit 48 Datensätze angefertigt werden. Die Studie stellt damit eine Analyse von wiederholten Messungen dar. Durch eine Trainingsphase von weiteren 12 Greifvorgängen vor der eigentlichen Datenaufnahme werden Lerneffekte minimiert.

Um qualitative und quantitative Aussagen über den Nutzen treffen zu können, werden folgende Testmerkmale untersucht:

Zeit T: Vergleich der benötigten Zeit für einen erfolgreichen Greifvorgang

Anzahl N: Vergleich der benötigten Anzahl an einzelnen Greifversuchen für einen erfolgreichen Greifvorgang

Drehmoment τ : Vergleich der mittleren anliegenden Drehmomente τ der Daumengelenke bei dem letztem Greifversuch vor Ablegen des Objekts

Position P: Vergleich der mittleren kommandierten Position des GKM bei dem letztem Greifversuch

Ziel der Auswertung ist die Widerlegung folgender Nullhypothese H_0 :

H_0 : „Es gibt keine Verbesserung des Greifvorganges bei Verwendung einer variablen, EMG-basierten Steifigkeit.“

Im Falle der Verwerfung von H_0 gilt die Alternativhypothese H_1 :

H_1 : „Die Verwendung einer variablen, EMG-basierten Steifigkeit verbessert den Greifvorgang.“

Die Grundannahme ist, dass eine variable, durch den Bediener verstellbare, Steifigkeit einen Vorteil gegenüber den fest eingestellten Konfigurationen liefert. Die zusätzliche Verwendung von Force-Feedback soll den Umgang mit den Testobjekten weiter verbessern. Eine Sichtbeeinträchtigung hat negative Einflüsse auf die benötigte Zeit, die Anzahl der benötigten Greifversuche sowie auf die kommandierte Position des GKM. Eine kompakte Darstellung der Einflüsse der einzelnen Testfaktoren auf die untersuchten Merkmale ist Tabelle 1 zu entnehmen.

Tabelle 1 Hypothesen über den Einfluss der Testfaktoren K_{EMG} , FF und VI auf die Testmerkmale T, N, P und τ ; \uparrow = Erhöhung des Testmerkmals, \downarrow = Verringerung des Testmerkmals

	T	N	P	τ
K_{EMG}	\downarrow	\downarrow	\downarrow	\uparrow
FF	\downarrow	\downarrow	\downarrow	\uparrow
VI	\uparrow	\uparrow	\uparrow	\downarrow

Die statistische Aussagekraft des Experiments wird mit einer multivariaten Varianzanalyse (*multivariate analysis of variance*, MANOVA) untersucht, da hierdurch der Einfluss aller Testmerkmale gleichzeitig analysiert werden kann. Da alle möglichen Faktorkombinationen untersucht werden, spricht man auch von einem vollständigen Versuchsplan. Die komplette statistische Auswertung findet in R statt, einer Programmiersprache für die statische Berechnung und Auswertung von unterschiedlichsten Datensätzen [R Development Core Team, 2008].

Die einzelnen Testmerkmale T , N , P und τ werden in einer Matrix Y zusammengefasst, die auch als Reaktionsmatrix bezeichnet werden kann. Diese stellt den Einfluss der Änderung der Testfaktoren auf die Testmerkmale dar. In R kann durch:

$$Y \leftarrow \text{cbind}(T, N, P, \tau) \quad (21)$$

die Reaktionsmatrix aufgestellt werden. Das MANOVA-Modell kann mit:

$$\text{whisg.maov} \leftarrow \text{manova}(Y \sim (K * FF * VI) + \text{Error}(\text{Proband} / (K * FF * VI))) \quad (22)$$

erstellt werden, das Y in Relation zu den Testfaktoren K , FF , VI und einem Fehleranteil setzt und die Ergebnisse in einem MANOVA-Objekt (hier: `whisg.maov`) speichert. Durch den Fehleranteil ist die Analyse wiederholter Messungen abgedeckt. Durch den Befehl `summary(whisg.maov)` können die Ergebnisse der Modellrechnung aufgerufen werden. Die MANOVA testet die folgende Nullhypothese $H_{0, \text{MANOVA}}$:

$$H_{0, \text{MANOVA}} : \mu_T = \mu_N = \mu_P = \mu_\tau \quad (23)$$

und versucht Unterschiede zwischen den Mittelwerten μ der einzelnen Testmerkmale für jeden veränderten Testfaktor festzustellen. Bei Signifikanzen $p < 0,05$ kann die Nullhypothese verworfen werden und es sind signifikante Unterschiede feststellbar. Die Signifikanztests können mit vier unterschiedlichen Verfahren ausgeführt werden. Bekannt sind Wilk's Lambda, Lawley-Hotelling, Bartlett-Nanda-Pillai und Roy's größte Wurzel [Bilodeau, 2013]. Standardmäßig verwendet R den Bartlett-Nanda-Pillai-Test. Nachdem signifikante Einflüsse der Faktoren auf die Merkmale festgestellt werden, wird durch post-hoc durchgeführte Tests aufgelöst, welche Faktoren auf welche einzelnen Merkmale Einflüsse ausüben. Hierfür wird der Tukey-Test verwendet:

$$\text{TukeyHSD}(\text{aov}(\text{formula} = X \sim (K * FF * VI))) \quad (24)$$

mit $X = T, N, P$ bzw. τ . Dieser Test kann feststellen, zwischen welchen Testfaktoren signifikante Unterschiede liegen, die dann für eine qualitative Auswertung der Ergebnisse herangezogen werden können.

Zusätzlich zur statistischen Auswertung wird ein Fragebogen (Anhang C.4) erstellt, der mit Hilfe einer 10-Punkte- sowie einer Likert-Skala (Unterteilung in fünf Stufen: „trifft nicht zu“, „trifft eher nicht zu“, „keine Aussage“, „trifft eher zu“, „trifft zu“) eine Einschätzung des Probanden über das Experiment ermöglicht. Die erhaltenen Rückmeldungen werden mit Hilfe von Histogrammen qualitativ ausgewertet, gehen aber nicht in die MANOVA mit ein.

Nach der Vorstellung der SMB mit der Verarbeitung von EMG- und Steifigkeitsdaten, der Kalibrierungsmethode sowie der Planung der Probandenstudie über den Einfluss der Testfaktoren K , FF und VI auf die festgelegten Testmerkmale T , N , P und τ , behandelt das nächste Kapitel die Ergebnisse der Probandenstudie.

5 Ergebnisse

Dieses Kapitel behandelt die Leistungsfähigkeit der SMB hinsichtlich der Steifigkeitsmessungen mit dem Grasp Perturbator und der Überprüfung der Kalibrierungsmethode für deren Verwendung innerhalb der geplanten Probandenstudie. Weiterer Punkt ist die Auswertung der gewonnenen Datensätze der Greifstudie mit der WHISG Hand, die zum einen mögliche Greifstrategien als auch die (statistischen) Aussagen der Ergebnisse betreffen.

5.1 Steifigkeitskalibrierung mit der Stiffness Measurement Box

Zur Überprüfung der Steifigkeitsmessungen und der anschließenden Datenverarbeitung der SMB wurde analog zu Höppner *et al.* [2017] eine Steifigkeitsmessreihe mit dem Grasp Perturbator durchgeführt (Abb. 40). Die Messreihe wurde von einem am Messgerät trainierten Probanden ausgeführt. Vier verschiedene Kraftlevels (15, 25, 35 und 45 % des MVC_F) werden mit und ohne Co-Kontraktion getestet und jeweils vier Mal wiederholt. Abbildung 40 stellt die Ergebnisse einer linearen Regression anhand der jeweiligen Mittelwerte der vier einzelnen Kraftlevels dar. Mit einem korrigierten Bestimmtheitsmaß (vgl. Kap. 4.1.3) von $\bar{R}^2 > 0,85$ zeigen die Messwerte ein vergleichbares lineares Verhalten, wie von Höppner *et al.* [2017] berichtet ($R^2 \geq 0,72$ für die Versuche ohne Co-Kontraktion). Abbildung 41 zeigt die Ergebnisse

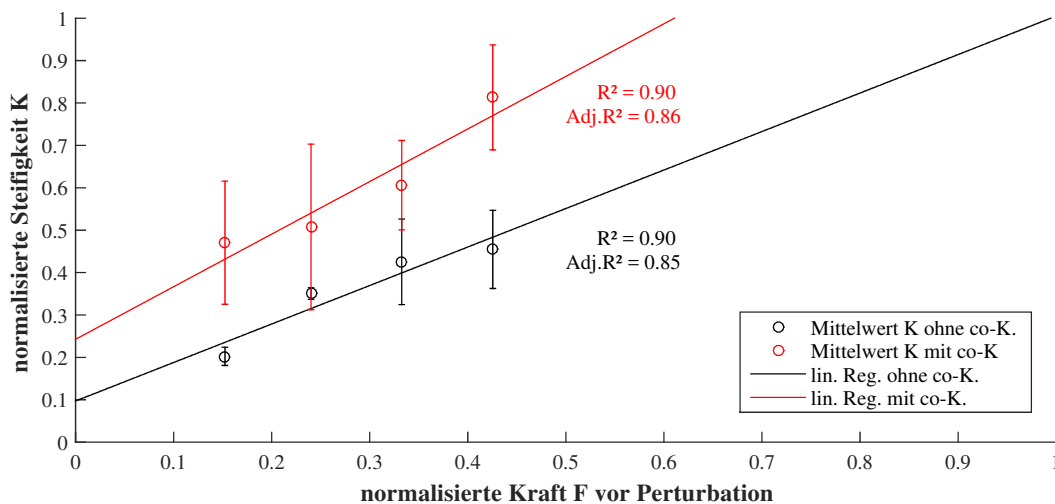


Abbildung 40 Steifigkeitsmessungen mit (rot) und ohne (schwarz) Co-Kontraktion bei vier verschiedenen Kraftlevels, Darstellung der Mittelwerte inklusive der einfachen Standardabweichung

einer Kalibrierung zwischen EMG und gemessener Steifigkeit, wie bereits in Kapitel 4.1.3 beschrieben. Die Messung wurde wiederum von einem trainierten Probanden durchgeführt. Mit $\bar{R}^2 = 0,9$ zeigen die acht Perturbationen ohne Co-Kontraktion eine starke Linearität zwischen der normalisierten Steifigkeit und der normalisierten Kraft vor der Perturbation. Mit $\bar{R}^2 = 0,78$ bzw. 0,79 zeigen auch die jeweiligen gemittelten EMG-Amplituden $E_{Pert,1}$ und $E_{Pert,2}$ eine ver-

gleichbare Linearität mit den Ergebnissen von Höppner *et al.* [2017]. Für die multiple lineare Regression beider Elektroden liegt \bar{R}^2 bei 0,8.

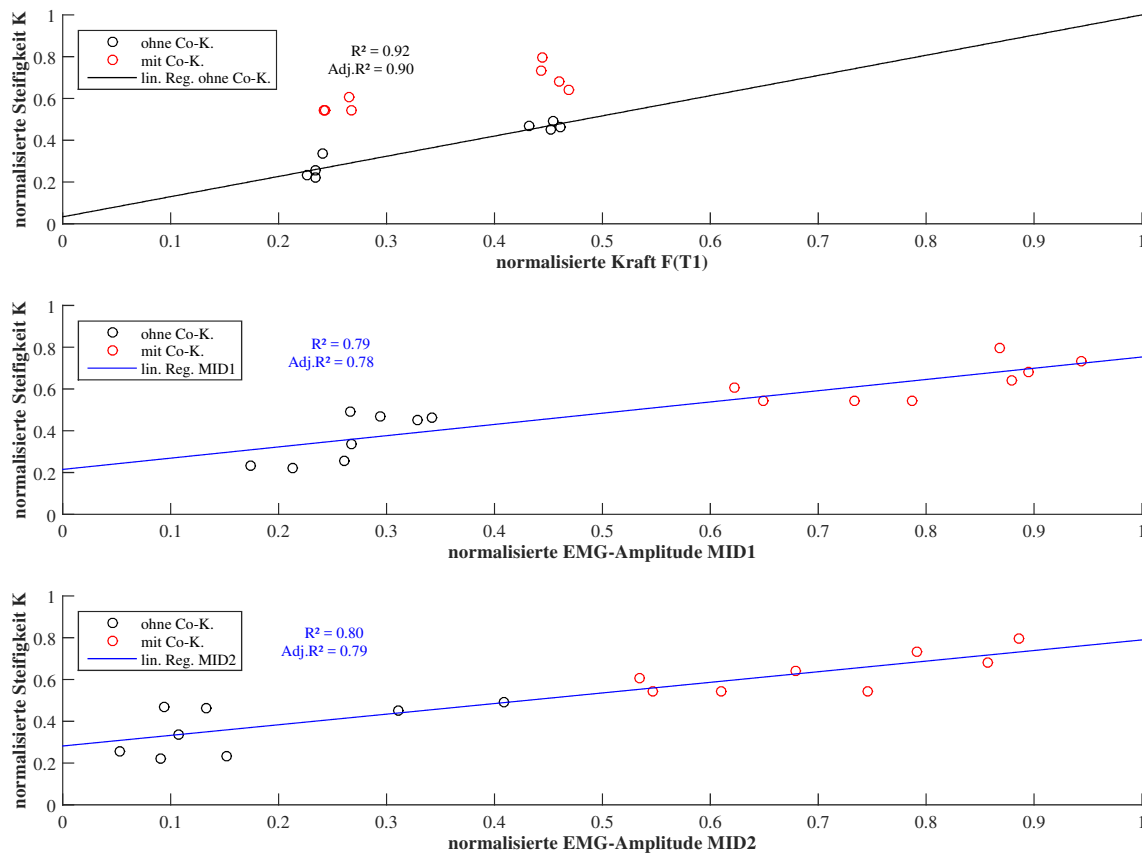


Abbildung 41 Ergebnisse der Kalibrierungsmethode; oben: Lineare Regression zwischen Kraft und Steifigkeit, Mitte und unten: Lineare Regression zwischen EMG und Steifigkeit der beiden untersuchten Handmuskeln MID1 und MID2

In einer ersten Probandenstudie sollte die Validität der Kalibrierungsmethode mit naiven Probanden geklärt und direkt im Anschluss die Greifexperimente mit der WHISG Hand durchgeführt werden. Tabelle 2 zeigt die Ergebnisse der Kalibrierungsmethode für sieben Probanden. Lediglich Proband S1 kann akzeptable Ergebnisse erzielen, mit \bar{R}^2 im Bereich des erwarteten Wertes von $72 \pm 12\%$ [Höppner *et al.*, 2017]. Proband S4 erzielt rechnerisch bessere Resultate, jedoch sind die gemessenen Steifigkeiten im negativen Bereich - was physikalisch unmöglich ist.

Tabelle 2 Kalibrierungsergebnisse der berechneten korrigierten Bestimmtheitsmaße \bar{R}^2 der ersten Probandenstudie, lineare Regression

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7
F ~ K	0,46	0,10	0,36	0,00	0,43	0,11	0,64
MID1 ~ K	0,44	-0,07	0,51	-0,06	0,39	0,09	-0,05
MID2 ~ K	0,60	-0,03	0,20	0,56	0,11	0,00	0,18
EMG ~ K	0,58	-0,10	0,47	0,63	0,38	0,02	0,18

Infolgedessen führt die Kalibrierung dazu, dass zu jedem Zeitpunkt t des Greifvorgangs mit variabler Steifigkeit die höchste Steifigkeit kommandiert wurde, weshalb die Daten hier nicht zur Auswertung herangezogen werden können. Weiter führten technische Ausfälle der Roboterhand bei drei Probanden dazu, dass keine kompletten Datensätze der Greifvorgänge erstellt werden können.

Nach sieben Probanden wurde die Entscheidung getroffen, dass die Kalibrierungsmethode geändert werden muss. Für eine zweite Studie mit sechs neuen, naiven Probanden wird lediglich der zur Normalisierung genutzte $MVC_{EMG,1,2}$ -Wert gemessen: Aufgabe des Probanden ist es, drei Mal so stark wie möglich die Handmuskeln anzuspannen. Die jeweils gemessenen Maxima werden gemittelt und für die kontinuierliche Normalisierung der gemessenen Muskelaktivität genutzt. Nach einer kurzen Trainingsphase von einer Minute war jeder Proband in der Lage, die Muskeln ausreichend anzuspannen, um die Kalibrierung erfolgreich durchzuführen. Die nun folgenden Ergebnisse der Greifexperimente beziehen sich ausnahmslos auf die zweite Studie.

5.2 Übersicht der Mittelwerte aller Testmerkmale

Zur Kontrolle der in Kapitel 4.4.2 aufgestellten Nullhypothese über den Nutzen einer variablen, EMG-basierten Steifigkeit bietet sich ein Vergleich der Mittelwerte aller Testmerkmale an. Für jede untersuchte Kombination der Testfaktoren K, FF und VI liegen $n = 24$ Messwerte vor. Abbildung 42 zeigt den grafischen Vergleich der einzelnen Messwerte der Greifversuche (Punkte), der Mittelwerte ('X') und der einfachen Standardabweichung der Testmerkmale Zeit T (oben), Anzahl der Greifvorgänge N (Mitte oben), kommandierte Position P (Mitte unten) und das Drehmoment τ (unten). In den vier Spalten sind die Kombinationen „Ohne VI und ohne FF“, „Mit VI und ohne FF“, „Ohne VI und mit FF“ respektive „Mit VI und mit FF“ dargestellt, um Rückschlüsse des Einflusses der einzelnen Testfaktoren ziehen zu können. In den Tabellen 3, 4, 5 und 6 sind die Minima, Maxima, Mittelwerte und Standardabweichungen aller Testmerkmale für jede überprüfte Kombination aufgeführt. Anhand der Standardabweichung kann zusätzlich eine Einschätzung der Varianzen (Quadrat der Standardabweichung) aller Messwerte vom jeweiligen Mittelwert erfolgen. Alle Faktoren T , N , P und τ sind auf den jeweiligen absoluten Maximalwert aller Messwerte normiert. Unnormierte Tabellen 13, 14, 15 und 16 finden sich im Anhang D.2.

Kombination „Ohne VI und ohne FF“: Der variable Steifigkeitsmodus zeigt die geringsten Varianzen für T und N . Maxima und Mittelwerte sind hierfür ebenfalls am niedrigsten. Die geringe Steifigkeit erzielt für beide Testfaktoren die schlechtesten Ergebnisse. Für die kommandierte Position P liegen alle Maxima im selben Größenbereich. Sowohl der geringste Mittelwert als auch der minimalste Messwert konnte mit der variablen Einstellung erreicht

werden. Die Varianz ist mit dieser Einstellung am höchsten, gefolgt von der hohen und niedrigen Steifigkeit. Für das Drehmoment τ sind die geringsten Messwerte mit der variablen Steifigkeit und die höchsten Messwerte mit der hohen Steifigkeit erzielt worden. Den geringsten Mittelwert liefert die geringe Steifigkeit, vor der variablen und der hohen Steifigkeit. Die größte Varianz zeigt der variable Modus.

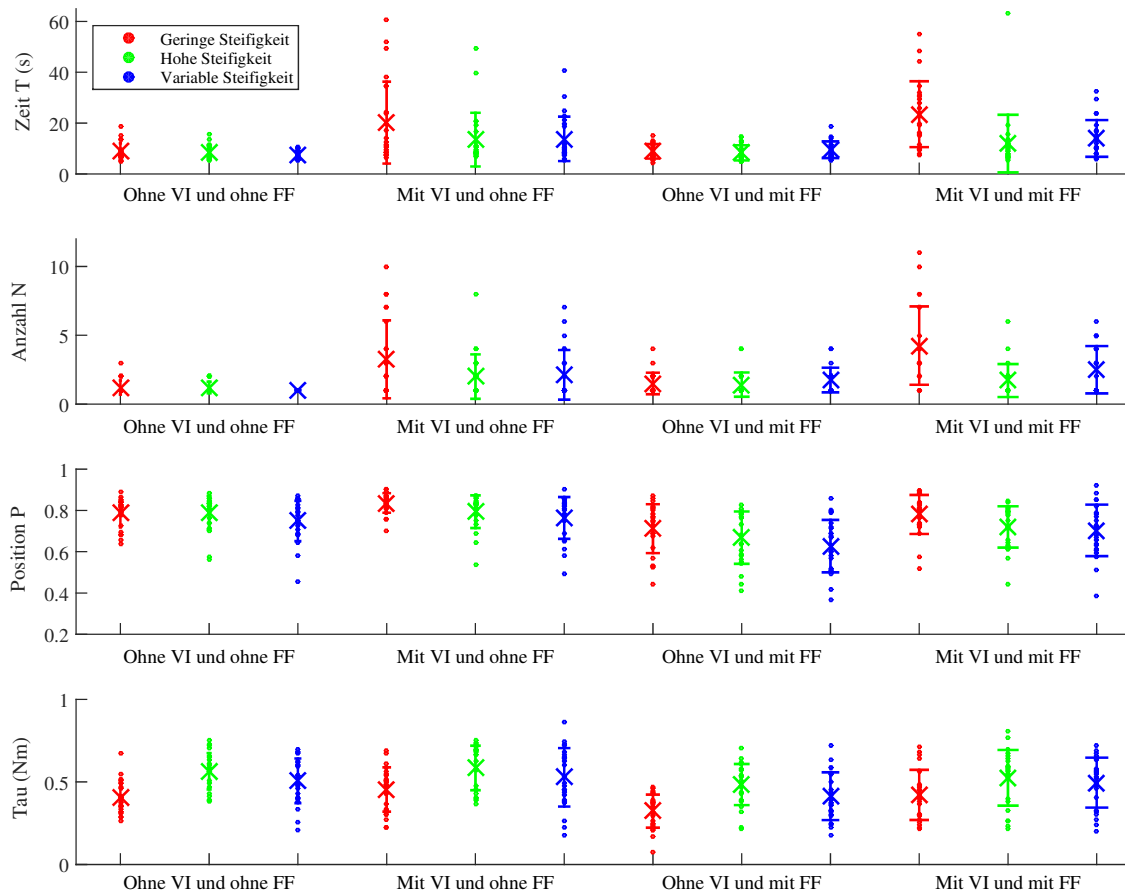


Abbildung 42 Vergleich des Einfluss der Testfaktoren K, FF und VI auf die Testmerkmale Zeit T, Anzahl der Greifvorgänge N, Position P und Drehmoment τ aller Probanden inklusive Mittelwert ('X') und einfacher Standardabweichung

Kombination „Mit VI und ohne FF“: Die Aktivierung von VI durch die Brille hat einen deutlichen Einfluss auf T und N. Die minimalen Werte sind mit der vorher untersuchten Kombination vergleichbar; der niedrigste Wert kann hier mit der variablen Einstellung erzielt werden. Die Maxima sind etwa um den Faktor 3 für die Zeit T und bis zu 7 für N erhöht, im Vergleich zu den Zeiten und Greifvorgängen ohne VI. Wiederum kann die niedrigste Zeitspanne mit der variablen Konfiguration erreicht werden, gefolgt von der hohen und der niedrigen Steifigkeit. Bei den Mittelwerten sind die hohe und variable Einstellung beide niedriger als die geringe Steifigkeit. Die größten Varianzen zeigt die geringe Konfiguration, vor der hohen und variablen. Bei der kommandierten Position P sind keine großen Unterschiede zwischen den einzelnen Steifigkeitskonfigurationen hinsichtlich der maximalen Motorposition des GKM erkennbar. Bei den Minima sind sowohl die variable als auch die hohe Steifigkeit deutlich niedriger als die geringe Steifigkeit.

riger als die geringe. Den geringsten Mittelwert liefert die variable vor der hohen und geringen Einstellung. Genau umgekehrt verhalten sich die Varianzen. Für τ ist das geringste Drehmoment mit den variablen und geringen Varianten erzielbar. In dieser Faktorkombination wurde das absolute maximale Drehmoment des Experiments bei der variablen Steifigkeit gemessen. Die Mittelwerte zeigen die geringsten Drehmomente mit der geringen und die höchsten Drehmomente mit der hohen Konfiguration. Die größte Varianz zeigt die variable Einstellung.

Kombination „Ohne VI und mit FF“: Für die Testmerkmale T, N und P sind Minima, Maxima, Mittelwerte und Varianzen für jede untersuchte Steifigkeit gleich beziehungsweise nur geringfügig unterschiedlich. Die Messwerte sind vergleichbar mit der Kombination „Ohne VI und ohne FF“. Lediglich die variable Konfiguration verschlechtert sich minimal. Für P ergibt sich eine teilweise deutliche Reduzierung der Mittelwerte durch das eingeschaltete Force Feedback, zum Beispiel von 0,81 auf 0,68 mit der variablen Steifigkeit. Die geringe Steifigkeit benötigt das geringste minimale, maximale und mittlere Drehmoment, gefolgt von der variablen und hohen Steifigkeit. Im Vergleich zur Kombination ohne FF verringern sich alle mittleren Drehmomente. Die größte Varianz zeigt die variable Steifigkeit; darauf folgen die hohe und niedrige Steifigkeit.

Kombination „Mit VI und mit FF“: Für T sind die minimalen Messwerte für alle Steifigkeiten innerhalb dieser Kombination und mit allen weiteren Kombinationen vergleichbar. Die geringste Zeitspanne ist für die hohe Konfiguration erreicht worden, gefolgt von der variablen und niedrigen Steifigkeit. Das absolute Zeitmaxima resultiert aus einem Greifversuch mit der hohen Steifigkeit. Das geringste Maxima wurde mit der variablen Steifigkeit erreicht. Die Mittelwerte zeigen vergleichbare Ergebnisse für die hohe und variable Einstellung, die höchsten Mittelwerte resultieren aus der niedrigen Einstellung. Die größte Varianz geht aus den Greifversuchen mit der niedrigen Steifigkeit hervor, darauf folgt die hohe und die variable Steifigkeit. Bei N sind die Ergebnisse der hohen und variablen Konfiguration vergleichbar und beide sind besser als die geringe Variante. Aus letzterer resultiert weiter das absolute Maximum an Greifvorgängen, mit $N = 11$. Die Ergebnisse für P zeigen das absolute Maximum bei einem Greifversuch mit der variablen Steifigkeit. Insgesamt sind jedoch alle Maxima mit denen der vorhergehenden Kombinationen vergleichbar. Die minimale kommandierte Position wurde bei dieser Kombination mit der variablen, gefolgt von der hohen und niedrigen Steifigkeit erreicht. Die gleiche Reihenfolge ergibt sich für die geringsten Mittelwerte, die entgegengesetzte Reihenfolge für die Varianzen. Für τ resultiert wiederum das geringste Drehmoment aus der geringen Steifigkeit, die variable und hohe Einstellungen folgen. Alle Mittelwerte sind geringfügig unterhalb derer bei der Kombination „Mit VI und ohne FF“. Das maximale Drehmoment ist bei einem Versuch mit hoher Steifigkeit ausgeübt worden, variable und niedrige Steifigkeit sind niedriger, jedoch ungefähr gleich. Die minimalen Drehmomente sind für alle Konfigurationen ähnlich, ebenso die Varianzen.

Tabelle 3 Normierte Minima, Maxima, Mittelwerte und Standardabweichungen (Std.abw.) für die Zeit T der Testfaktoren K (L = niedrige, H = hohe, V = variable Steifigkeit), FF (J = ja, N = nein) und VI (J = ja, N = nein)

Zeit T						
K	FF	VI	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.abw.
L	N	N	0,07	0,30	0,14	0,05
H	N	N	0,08	0,25	0,14	0,04
V	N	N	0,08	0,17	0,12	0,03
L	N	J	0,10	0,96	0,32	0,16
H	N	J	0,11	0,79	0,21	0,17
V	N	J	0,09	0,65	0,22	0,14
L	J	N	0,07	0,24	0,14	0,04
H	J	N	0,07	0,23	0,13	0,05
V	J	N	0,09	0,30	0,15	0,05
L	J	J	0,12	0,87	0,37	0,21
H	J	J	0,08	1,00	0,19	0,18
V	J	J	0,09	0,51	0,22	0,11

Tabelle 4 Normierte Minima, Maxima, Mittelwerte und Standardabweichungen (Std.abw.) für die Anzahl der Greifvorgänge N der Testfaktoren K (L = niedrige, H = hohe, V = variable Steifigkeit), FF (J = ja, N = nein) und VI (J = ja, N = nein)

Anzahl der Greifvorgänge N						
K	FF	VI	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.abw.
L	N	N	0,09	0,27	0,11	0,05
H	N	N	0,09	0,18	0,11	0,04
V	N	N	0,09	0,09	0,09	0,00
L	N	J	0,09	0,91	0,30	0,26
H	N	J	0,09	0,73	0,18	0,15
V	N	J	0,09	0,64	0,19	0,16
L	J	N	0,09	0,36	0,14	0,07
H	J	N	0,09	0,36	0,13	0,08
V	J	N	0,09	0,36	0,16	0,08
L	J	J	0,09	1,00	0,39	0,26
H	J	J	0,09	0,55	0,16	0,11
V	J	J	0,09	0,55	0,23	0,16

Tabelle 5 Normierte Minima, Maxima, Mittelwerte und Standardabweichungen (Std.abw.) für die kommandierte Position P der Testfaktoren K (L = niedrige, H = hohe, V = variable Steifigkeit), FF (J = ja, N = nein) und VI (J = ja, N = nein)

Kommandierte Position P						
K	FF	VI	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.abw.
L	N	N	0,69	0,96	0,86	0,08
H	N	N	0,61	0,96	0,86	0,09
V	N	N	0,49	0,95	0,81	0,11
L	N	J	0,76	0,98	0,91	0,05
H	N	J	0,58	0,95	0,86	0,09
V	N	J	0,54	0,98	0,83	0,11
L	J	N	0,48	0,94	0,77	0,13
H	J	N	0,45	0,90	0,73	0,14
V	J	N	0,40	0,93	0,68	0,14
L	J	J	0,56	0,97	0,84	0,10
H	J	J	0,48	0,92	0,78	0,11
V	J	J	0,42	1,00	0,76	0,14

Tabelle 6 Normierte Minima, Maxima, Mittelwerte und Standardabweichungen (Std.abw.) für das Drehmoment τ (N/m) der Testfaktoren K (L = niedrige, H = hohe, V = variable Steifigkeit), FF (J = ja, N = nein) und VI (J = ja, N = nein)

Drehmoment τ						
K	FF	VI	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.abw.
L	N	N	0,31	0,78	0,47	0,11
H	N	N	0,44	0,87	0,65	0,13
V	N	N	0,24	0,81	0,59	0,16
L	N	J	0,26	0,79	0,53	0,16
H	N	J	0,42	0,87	0,68	0,16
V	N	J	0,21	1,00	0,61	0,20
L	J	N	0,19	0,54	0,39	0,10
H	J	N	0,25	0,82	0,56	0,14
V	J	N	0,21	0,83	0,48	0,17
L	J	J	0,25	0,82	0,49	0,17
H	J	J	0,25	0,94	0,61	0,19
V	J	J	0,23	0,83	0,57	0,17

5.3 Statistische Auswertung

Tabelle 7 zeigt die Ergebnisse der dreifaktoriellen MANOVA mit wiederholten Messungen, analog zur bereits in Kapitel 4.4.2 beschriebenen Vorgehensweise. Für den Testfaktor K konnten signifikante Unterschiede mit $p < 0,01$ festgestellt werden. Die Unterschiede bei der Interaktion zwischen FF und VI sind mit $p < 0,05$ ebenfalls signifikant. Die Testfaktoren FF und VI sind nicht signifikant, ebenso die Interaktionen zwischen K und FF, zwischen K und VI sowie zwischen K, FF und VI.

Tabelle 7 Ergebnisse der MANOVA für die untersuchte Reaktionsmatrix Y auf die Testfaktoren K, FF und VI sowie deren Interaktionen; Signifikanzlevels '****' = $p < 0,001$; '***' = $p < 0,01$; '**' = $p < 0,05$; '.' = $p < 0,1$; '-' = $p > 0,1$

	K	FF	VI	K:FF	K:VI	FF:VI	K:FF:VI
Y	**	-	.	-	-	*	-

Der post-hoc durchgeführte Tukey-Test zeigt, zwischen welchen Faktorkombinationen die signifikanten Unterschiede liegen (Tab. 8). Für den Vergleich der niedrigen (L) und hohen (H) Steifigkeit liegen Signifikanzen für die Zeit T ($p < 0,001$), die Anzahl der Greifvorgänge N ($p < 0,001$), der kommandierten Position P ($p < 0,05$) sowie für das anliegende Drehmoment τ ($p < 0,01$) vor. Die variable (V) Steifigkeit zeigt im Vergleich zur niedrigen Steifigkeit signifikante Unterschiede für T ($p < 0,01$), N ($p < 0,01$) und für P ($p < 0,001$) aber nicht für τ . Zwischen variabler und hoher Steifigkeit liegen keine signifikanten Unterschiede vor.

Tabelle 8 Tukey-Test für signifikante Unterschiede der Testmerkmale Zeit T, Anzahl der Greifvorgänge N, Position P, Drehmoment τ zwischen den Testfaktoren Steifigkeit K (L = niedrig, H = hoch, V = variabel), Force Feedback FF (J = ja, N = nein) und Sichtbeeinträchtigung VI (J = ja, N = nein); Signifikanzlevels '****' = $p < 0,001$; '***' = $p < 0,01$; '**' = $p < 0,05$; '.' = $p < 0,1$; '-' = $p > 0,1$

	T	N	P	τ
K				
L - H	***	***	*	**
L - V	**	**	***	-
V - H	-	-	.	-
FF:VI				
J:N - N:N	-	-	***	-
N:J - N:N	***	***	-	-
J:J - N:N	***	***	.	-
N:J - J:N	***	**	***	*
J:J - J:N	***	***	***	*
J:J - N:J	-	-	**	-

Aus der Interaktion von FF und VI resultieren die folgenden Ergebnisse: Der Vergleich von eingeschaltetem zu ausgeschaltetem FF bei keiner VI liefert signifikante Unterschiede für P ($p < 0,001$). Beim Vergleich zwischen VI und kein VI bei ausgeschaltetem FF sind die Faktoren T und N signifikant (jeweils $p < 0,001$). Ebenfalls signifikant sind T und N ($p < 0,001$)

beim Vergleich von eingeschaltetem FF und VI mit ausgeschaltetem FF und keiner VI. Die Gegenüberstellung von ausgeschaltetem FF und VI mit eingeschaltetem FF und keiner VI liefert signifikante Unterschiede für T ($p < 0,001$), N ($p < 0,01$), P ($p < 0,001$) und τ ($p < 0,05$). Gleichermäßen signifikant sind T ($p < 0,001$), N ($p < 0,001$), P ($p < 0,001$) und τ ($p < 0,05$) im Vergleich zwischen eingeschaltetem FF und VI mit eingeschaltetem FF und keiner VI. Im Falle des Wechsels von ein- und ausgeschaltetem FF bei VI ist lediglich P signifikant ($p < 0,01$).

5.4 Rückmeldungen des Fragebogens

Die Rückmeldungen auf den Fragebogen sind in Abbildung 43 dargestellt. Für den Greifvorgang mit geringer Steifigkeit (dunkelblau) sind fünf der sechs Antworten im negativen Bereich und keine im positiven Bereich. Bei der variablen (gelb) und hohen (türkis) Steifigkeit sind vier respektive fünf Antworten im positiven Bereich und keine im negativen Bereich. Im neutralen Bereich sind zwei Rückmeldungen für die variable Steifigkeit und jeweils eine für die geringe beziehungsweise hohe Steifigkeit. Als Ausnutzen der Umweltbedingungen wurde das bewusste Verwenden der Freiräume in den Zwischenräumen definiert. Fünf von sechs Antworten liegen hierfür im positiven Gebiet, lediglich eine im negativen Bereich. Das Force Feedback verhalf vier von sechs Probanden zu einer besseren Einschätzung über die Griffsicherheit auf das Objekt. Jeweils eine Rückmeldung liegt im negativen beziehungsweise neutralen Antwortbereich der Likert-Skala.

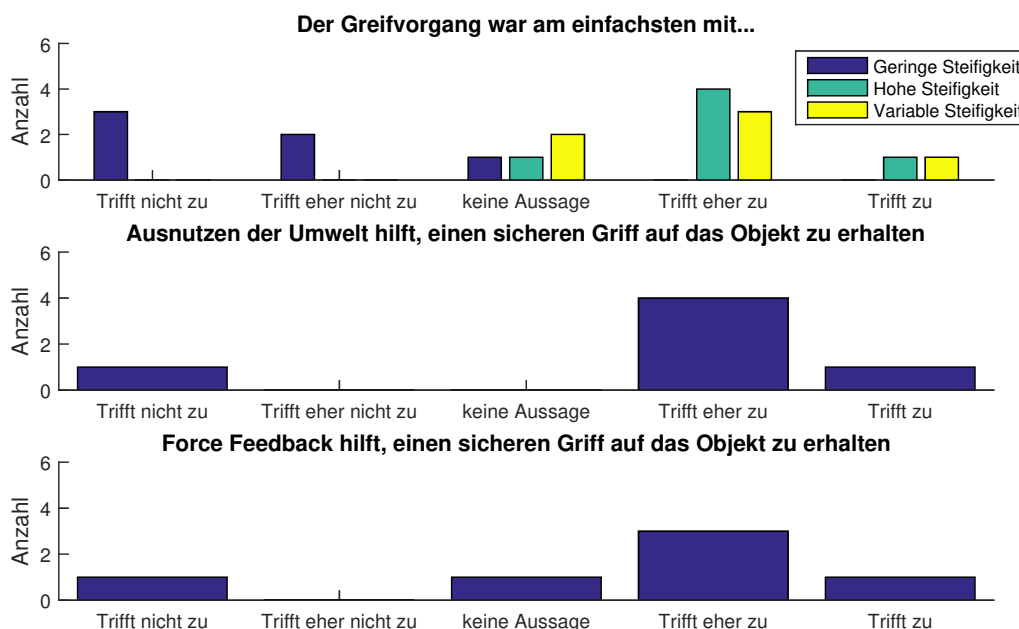


Abbildung 43 Rückmeldungen auf den Fragebogen; oben: Antworten für den Steifigkeitsmodus, mittig: Antworten für das Ausnutzen der Umwelt, unten: Antworten für den Nutzen des Force Feedbacks

Die in diesem Kapitel vorgestellten Ergebnisse der Kalibrierungsmethode und der Probandenstudie sollen in der folgenden Diskussion weiter analysiert werden.

6 Diskussion

Die Diskussion umfasst die Auswertung der Variation der kommandierten Fingersteifigkeit und der verwendeten Greifstrategie innerhalb der Probandenstudie. Hierauf folgt die Auswertung der Messergebnisse aller statistisch signifikanten Einflussfaktoren und einer Einschätzung, welche der untersuchten Testfaktoren auf welches Testmerkmal die größten Einflüsse besitzt. Den Abschluss bildet ein kurzer Rückblick auf Probleme während der Probandenstudie.

6.1 Analyse der Greifstrategien

Für das Aufnehmen und Hochheben des Objektes sind unterschiedliche Strategien verwendet worden (Abb. 44). Alle Probanden konnten alle Greifvorgänge erfolgreich durchführen. Aufgrund der nachgiebigen Finger hatten alle Probanden Probleme beim Positionieren beider Finger (rote Kreise). Insgesamt wurden nur 6 % aller Greifvorgänge mit vollem Kontakt durch alle drei möglichen Finger durchgeführt. In 94 % aller Fälle führte die Zwei-Finger-Strategie trotzdem erfolgreich zum Ziel. Der untere der beiden Finger befand sich außerhalb des normalen Sichtfelds, weshalb dieser sich zumeist auf dem Deckel des Objektes befand und nicht zum Greifen genutzt wurde.

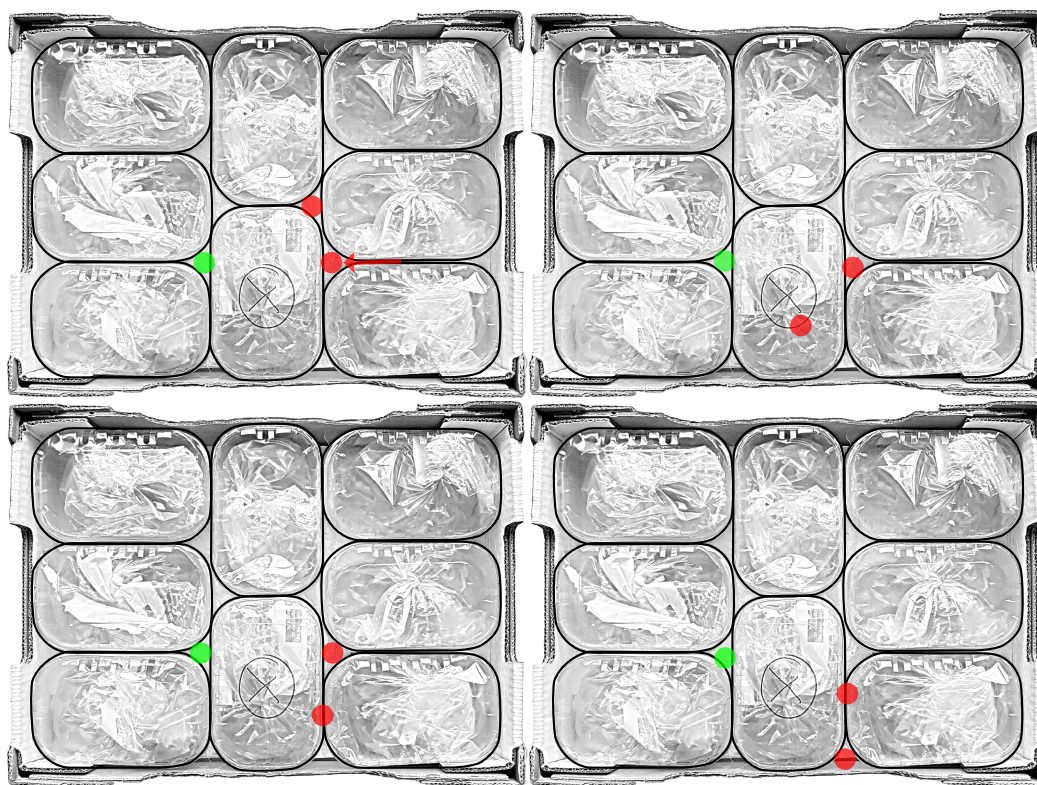


Abbildung 44 Übersicht einiger benutzter Greifstrategien: links oben: Ausnutzen der Umwelt (roter Pfeil) vor Positionierung der Finger (rote Kreise) und des Daumens (grüner Kreis), rechts oben: Greifvorgang mit nur zwei Fingern, unten: Platzierung eines einzelnen Fingers innerhalb eines freien Zwischenraumes

Abbildung 44 links oben zeigt die vorab identifizierte, optimale Strategie, um die Plastikschele möglichst wenig zu beschädigen und alle Finger platzieren zu können: Durch Entlanggleiten des nicht sichtbaren unteren Fingers zwischen zwei anliegenden Plastikschele (roter Pfeil) und Ausnutzen des sensorischen Feedbacks des eigenen Arms kann dieser erfolgreich platziert werden. Hierauf folgt die Positionierung des oberen Fingers und des Daumens (grüner Kreis) in den Freiräumen innerhalb der Kartonage. Zumeist wurde die Strategie verwendet, die rechts oben dargestellt ist: der obere Finger wurde im mittleren, der Daumen im direkt gegenüberliegenden freien Raum platziert. Aufgrund der fehlenden Sicht wurde der untere Finger auf dem Deckel aufgesetzt, was zur Dellenbildung führte. Die Strategien links und rechts unten unterscheiden sich lediglich dadurch, welcher der beiden Finger im möglichen Freiraum platziert werden konnte. Der jeweils andere Finger wurde durch eine größere Kraftaufbringung zwischen das zu greifende und das rechte untere Objekt gedrückt.

Die vier durch Beobachtung identifizierten Greifstrategien wurden unabhängig von der niedrigen, hohen beziehungsweise variablen Steifigkeit ausgeführt¹. Sowohl die Sichtbeeinträchtigung als auch das Force Feedback hatten ebenfalls keine Auswirkung auf die Variation der Strategie. Aufgrund der Trainingsphase vor der eigentlichen Datenaufnahme kann kein signifikanter Lerneffekt über die Dauer des Experiments für die Faktoren für T, N und τ jedoch für P ($p < 0,05$) festgestellt werden (vgl. Anh. Tab. 18). Die schwache negative Korrelation von $\rho = -0,12$ zwischen P und der Greifversuche lässt darauf schließen, dass über die Dauer des Experiments eine geringfügige Verringerung der kommandierten Position erreicht wurde. Dieser Effekt ist jedoch nur für Proband P3 signifikant ($p < 0,05$), sodass dennoch alle Greifvorgänge miteinander verglichen werden. Der fehlende Lerneffekt ist beispielhaft am Testmerkmal T in Abbildung 45 dargestellt. Lediglich Proband P2 zeigt gegen Ende des Experiments keine Ausreißer.

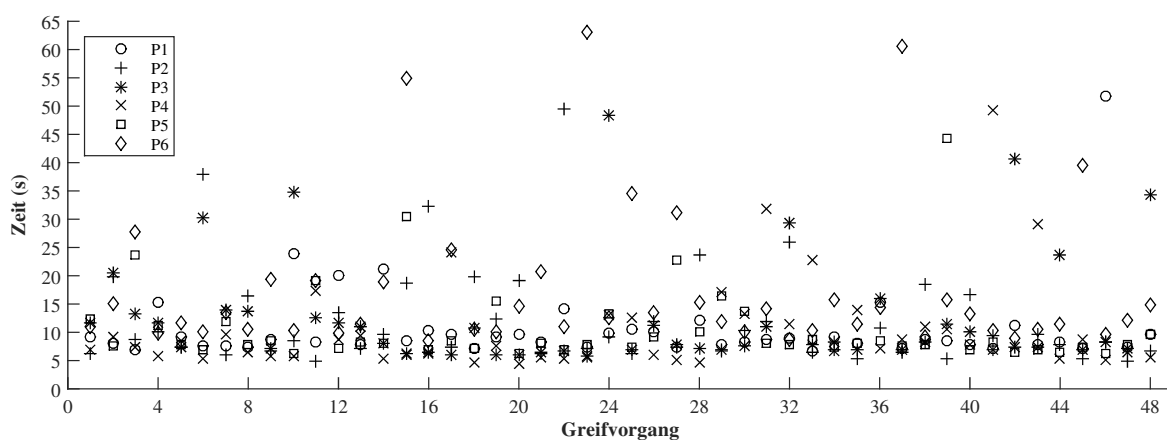


Abbildung 45 Verlauf der benötigten Zeit T (s) über alle Greifvorgänge für alle Probanden

¹Diese Aussage basiert auf Beobachtungen durch den Experimentator und kann nicht durch weitere, konkrete Daten gestützt werden

6.2 Variation der Fingersteifigkeit

Zur Überprüfung der in Kapitel 2.5 aufgestellten Überlegungen zum Zusammenhang von Kraft und Steifigkeit sowie der Anwendung unterschiedlicher Steifigkeitslevels wird die Variation der Fingersteifigkeit der WHISG Hand bei verschiedenen Greifversuchen zweier Probanden untersucht. Abbildung 46 oben links und rechts zeigt einen Greifversuch von Proband P1 mit VI und ohne FF und der gemessenen Muskelaktivität der intrinsischen Handmuskeln MID1 und MID2 (schwarz). Zur besseren Einschätzung wurde die kommandierte Position des GKM (rot gestrichelt) skaliert und den Messkurven überlagert. Im unteren Abschnitt ist die kommandierte Fingersteifigkeit (blau) der WHISG Hand durch den Bediener abgebildet. Zusätzlich ist die maximal mögliche Fingersteifigkeit der Roboterhand (schwarz gestrichelt) illustriert.

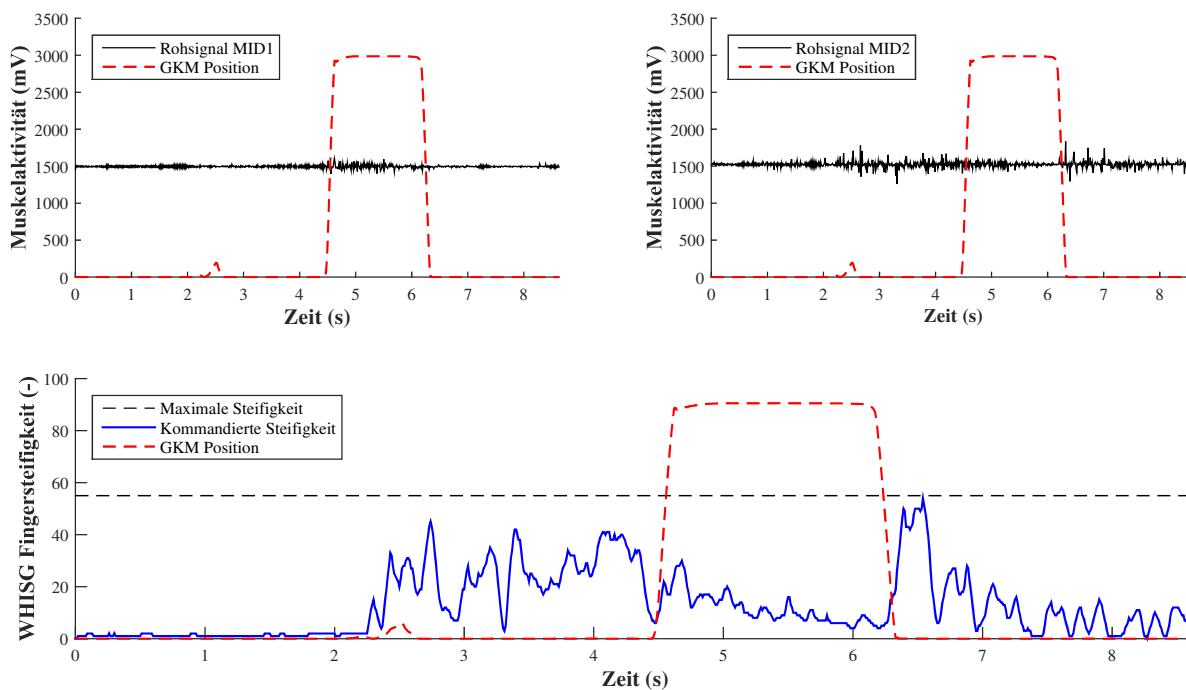


Abbildung 46 Variation der Steifigkeit eines Greifversuches von Proband P1 mit VI und ohne FF: oben links: Rohsignal der Muskelaktivität MID1 (mV, schwarz), oben rechts: Rohsignal der Muskelaktivität MID2 (mV, schwarz), unten: Kommandierte Fingersteifigkeit der WHISG Hand (blau), Kommandierte Position des GKM (rot gestrichelt), Maximale Fingersteifigkeit der WHISG Hand (schwarz gestrichelt)

Nach dem Herantreten an den Versuchstisch beginnt eine bewusste Anspannung der Handmuskeln, die hauptsächlich anhand des Rohsignals der auf dem MID2 platzierten Elektrode zwischen $t = 2$ s und $t = 4$ s sichtbar ist. Nach Aktuierung des GKM bei $t = 4,5$ s beginnt die kommandierte Steifigkeit wieder zu fallen, trotz höherer Aktivität des MID1. Mit erfolgreicher Ablage der Plastikschele bei $t = 6,5$ s steigt die Steifigkeit nochmals kurz, bevor diese Richtung Nullniveau absinkt. Der Steifigkeitsverlauf ist teilweise konform mit den aufgestellten Hypothese in Abbildung 11 im Kapitel 2.5. Zur Erinnerung: Im Falle fehlender Informationen, hier durch die Sichtbeeinträchtigung, führt eine geringere Steifigkeit zur Reduktion des

Verletzungs- und Zerstörungsrisikos bei Kollisionen mit der Umwelt. Eine hohe Steifigkeit bietet Vorteile bei der Positionierung eines Fingers innerhalb einer kleinen Öffnung.

Die Versteifung der WHISG Hand vor dem kommandierten Greifen dient hier zur einfacheren Positionierung innerhalb des Freiraums für den Daumen. Aufgrund der inhärenten Nachgiebigkeit bietet eine hohe Steifigkeit sogar weitere Vorteile, da ein steiferer Daumen mehr Widerstand im Kontakt mit dem Objekt bietet und dadurch die körpereigenen Rückkopplungsmechanismen aus dem Oberarm besser genutzt werden können. Mit der erhöhten Nachgiebigkeit kurz vor und während des Greifvorgangs, aufgrund der verringerten kommandierten Steifigkeit, kann die Anzahl der möglichen Kontaktpunkte zwischen der WHISG Hand und der Plastikschaale erhöht werden, was sich positiv auf den Greiferfolg auswirken kann. Die Erhöhung der Steifigkeit nach Ablage des Objekts ist wiederum aus der Muskelaktivität der Elektrode auf MID2 zu erklären: In der Kalibrierungsphase wurde eine knapp 2,5-fach höhere Aktivität des MID1 im Vergleich zum MID2 gemessen, jedoch ist die Aktivität des MID2, gemessen mit dem GKM in der Hand des Probanden, etwa 7,5-fach höher als die des MID1 (Anhang Tab. 17). Durch das geringere Maximum aus der Kalibrierung sorgt die erhöhte Muskelaktivität zu einem schnelleren Erreichen der maximalen Steifigkeit durch den MID2.

Abbildung 47 stellt einen Greifvorgang von Proband P5 mit VI und ohne FF dar. Vor dem Zugreifen ist kaum Variation der Steifigkeit zu detektieren, was die Hypothese einer geringen Steifigkeit im Falle fehlender Informationen unterstützt. Die Versteifung im Verlauf des Zugreifens könnte einem Entgleiten des Objekts aus der Hand entgegenwirken: Die Plastikschaale musste im sogenannten *top grasp*, das heißt einem Griff von oben, herausgehoben werden. Hierbei wirken lediglich die Finger der Gewichtskraft des Objekts entgegen. Eine höhere Steifigkeit bietet hier Vorteile, da die Finger weniger Auslenkung erfahren und dadurch zuverlässiger den Kontakt halten.

Der letzte vorgestellte Greifvorgang zeigt erneut einen Versuch von Proband P5, dieses Mal ohne VI und mit FF (Abb. 48). Durch den Einsatz des FF und der vollen visuellen Informationen reduziert sich die kommandierte Position P des GKM im Vergleich zu den beiden bereits vorgestellten Greifversuchen um knapp 40 %. Für das erfolgreiche Greifen der Plastikschaalen waren zwei Versuche notwendig: Beim ersten Versuch reichte die Kombination aus mittlerer Steifigkeit und einer verringerten Position des GKM nicht aus, um einen sicheren Griff auf das Objekt zu erhalten. Für den zweiten Versuch erhöhte der Proband bereits vor dem Zugreifen die Steifigkeit oberhalb des maximalen Bereiches, was zu einem erfolgreichen Griff trotz weiterer Reduzierung der kommandierten Position führte.

Nach der Vorstellung der Greifstrategien und der Variation der Fingersteifigkeit folgt die Auswertung der statistisch signifikanten Faktorkombinationen mit einem prozentualen Vergleich der Mittelwerte aus Kapitel 5.2. Hiermit soll der jeweilige Einfluss der Testfaktoren auf die untersuchten Testmerkmale näher betrachtet werden, bevor Rückschlüsse für weitere Entwicklungen gezogen werden.

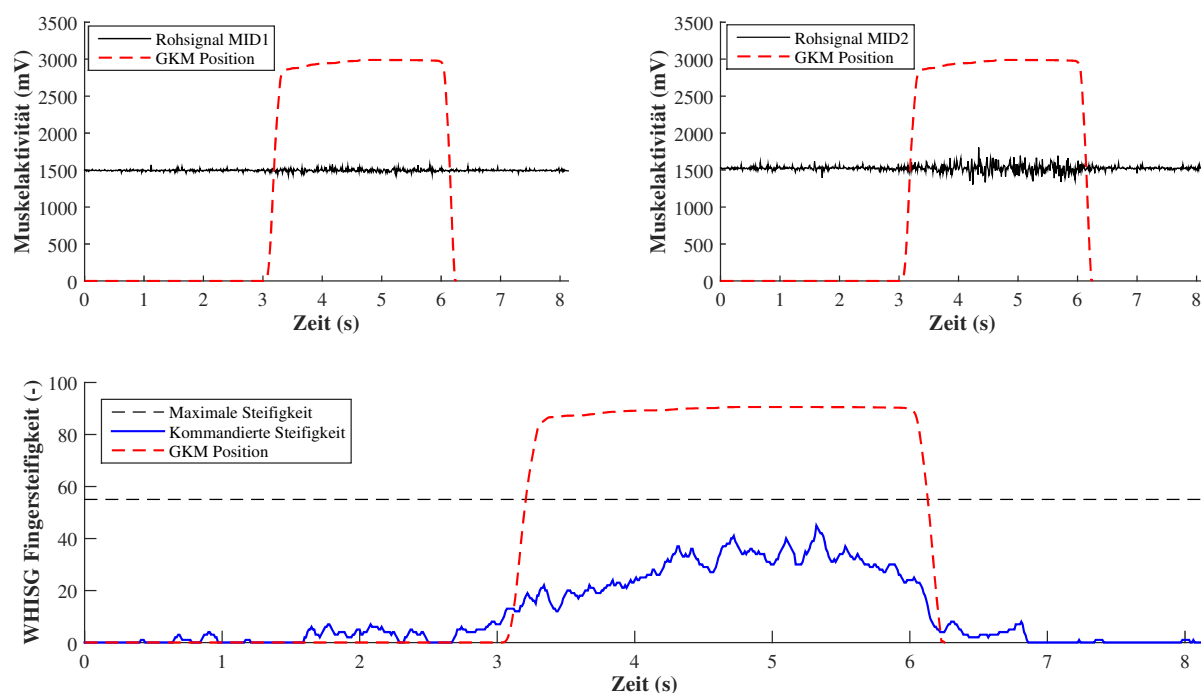


Abbildung 47 Variation der Steifigkeit eines Greifversuches von Proband P5 mit VI und ohne FF: oben links: Rohsignal der Muskelaktivität MID1 (mV, schwarz), oben rechts: Rohsignal der Muskelaktivität MID2 (mV, schwarz), unten: Kommandierte Fingersteifigkeit der WHISG Hand (blau), Kommandierte Position des GKM (rot gestrichelt), Maximale Fingersteifigkeit der WHISG Hand (schwarz gestrichelt)

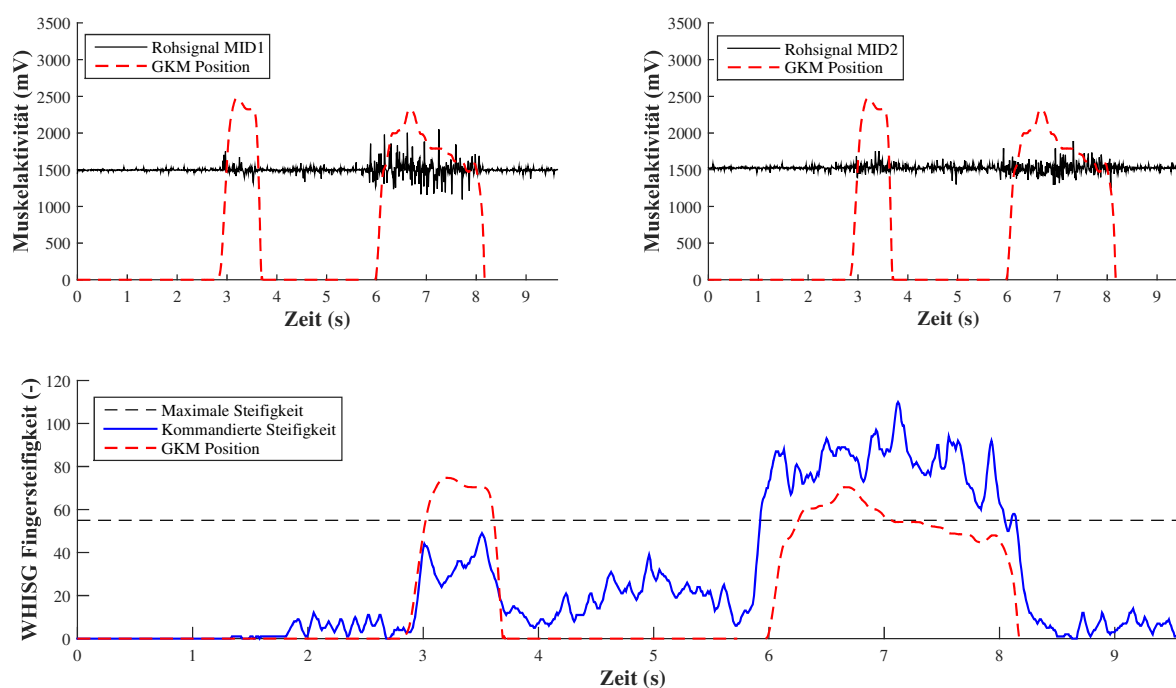


Abbildung 48 Variation der Steifigkeit eines weiteren Greifversuches von Proband P5 ohne VI und mit FF: oben links: Rohsignal der Muskelaktivität MID1 (mV, schwarz), oben rechts: Rohsignal der Muskelaktivität MID2 (mV, schwarz), unten: Kommandierte Fingersteifigkeit der WHISG Hand (blau), Kommandierte Position des GKM (rot gestrichelt), Maximale Fingersteifigkeit der WHISG Hand (schwarz gestrichelt)

6.3 Auswertung der Erkenntnisse

Anhand des Tukey-Tests konnten signifikante Faktorkombinationen festgestellt werden, die anhand eines prozentualen Vergleichs der berechneten Mittelwerte weiter analysiert werden. In den Tabellen 9, 10, 11 und 12 sind die statistisch signifikanten Effekte aufgeführt, die nun im Einzelnen diskutiert werden.

Einflüsse auf die Zeit T: Der prozentuale Vergleich zeigt einen deutlichen Einfluss der VI auf die Zeit T, da bei jedem signifikanten Interaktionseffekt eine Änderung des VI-Faktors stattfindet. Es kann jedoch kein direkter Einfluss des FF auf eine Abnahme der Zeit festgestellt werden, da keine Kombination mit alleiniger Änderung des Faktors FF statistisch signifikante Unterschiede erzielt. Weiter zeigt sich ein unterschiedlicher Einfluss der VI je nach Steifigkeit der WHISG Hand: Die Zeitspanne für einen erfolgreichen Griff erhöht sich deutlich mehr für eine geringe Steifigkeit als für die hohe und variable Steifigkeit. Die Unterschiede sind signifikant, wie bereits in Tabelle 8 im Kapitel 5.3 dargestellt. K_{hoch} erzielt die geringsten Anstiege durch die VI, K_{EMG} liegt leicht darüber.

Tabelle 9 Prozentsueller Vergleich der Mittelwerte der Zeit T für die statistisch signifikanten Interaktionseffekte zwischen FF und VI für jede untersuchte Steifigkeitskonfiguration

Zeit T						
K	FF	VI	→	FF	VI	Diff. (%)
L	J	N	→	N	J	127,27
	N	N	→	N	J	131,19
	J	N	→	J	J	164,47
	N	N	→	J	J	169,03
H	J	N	→	N	J	62,87
	N	N	→	N	J	56,18
	J	N	→	J	J	44,09
	N	N	→	J	J	38,16
V	J	N	→	N	J	45,15
	N	N	→	N	J	86,65
	J	N	→	J	J	46,94
	N	N	→	J	J	88,96

Auffallend ist, dass die geringsten Zuwächse bei der hohen Steifigkeit aus dem Wechsel des FF von „N“ zu „J“ resultieren, jedoch zeigen sowohl die geringe als auch die variable Steifigkeit hier die größten Zuwächse, weshalb der Effekt nicht zwingend dem FF zugesprochen werden kann. Dies ist dadurch erklärbar, dass die vom GKM erzeugte Gegenkraft direkt proportional zum Gelenksdrehmoment des WHISG Daumens ist. Dieses ist am größten für die hohe Steifigkeit (vgl. Kap. 5.2 Tab. 6), wodurch auch der Effekt des FF hier am schnellsten spürbar ist. Die Unterschiede des Drehmoments sind ebenfalls nur für den Vergleich zwischen K_{hoch} und $K_{niedrig}$ signifikant, jedoch nicht zwischen $K_{niedrig}$ und $K_{variabel}$ sowie zwischen K_{hoch} und

K_{variabel} . Der Vorteil einer hohen Steifigkeit bei der simulierten VI ist folgendermaßen erklärbar: Die aufgestellte Hypothese zur Steifigkeit bei verschiedenen Anwendungen und Situationen folgert, dass eine geringe Steifigkeit im Falle fehlender Informationen angebracht ist, um Schäden und Verletzungen im Falle von Kollisionen mit der Umwelt zu vermeiden. Durch die inhärente Nachgiebigkeit der WHISG Finger sind diese aber schon weicher und sicherer im Kontakt mit der Umwelt. Aufgrund der hohen Steifigkeit ist es dem Probanden möglich, das sensorische Feedback seines Ober- und Unterarms besser zu verwenden, da die Finger hierdurch eine größere Gegenkraft bei Kontakt mit der Plastikschele erzeugen. Hiermit ist das ertasten der Freiräume zur Platzierung der Finger besser möglich und führt zu verbesserten Ergebnissen für die variable und hohe Steifigkeit. Ohne VI wird dieses zusätzliche Feedback nicht benötigt, weshalb sich die Mittelwerte hier für die drei untersuchten Steifigkeitsmodi nicht merklich unterscheiden (vgl. Kap. 5.2 Tab. 3).

Einflüsse auf die Anzahl der Greifvorgänge N: Für dieses Testmerkmal sind ähnliche Resultate wie für die Zeit T festzustellen, was durch die große Korrelation beider Merkmale von 0,90 ($p < 0,001$, Anhang E.2) bestätigt werden kann. Es zeigt sich, dass die hohe Steifigkeit am geringsten von der Sichtbeeinträchtigung beeinflusst wird. Wiederum kann kein direkter Einfluss des Force Feedback auf eine mögliche Verringerung der Anzahl der nötigen Greifvorgänge bis zum erfolgreichen Griff festgestellt werden. Die guten Ergebnisse einer höheren Steifigkeit sind auch durch den Vergleich der Mittelwerte erkennbar. Sowohl K_{hoch} als auch K_{variabel} erzielen geringere Mittelwerte und Varianzen als K_{gering} . Im Falle der VI wurde oftmals von den Probanden zugegriffen, bevor die Finger tatsächlich in den Zwischenräumen platziert wurden. Im Falle der variablen und höheren Steifigkeit konnte die Tiefensensibilität des Menschen, dem eigenen Wahrnehmen des Körpers, besser genutzt werden.

Tabelle 10 Prozentsueller Vergleich der Mittelwerte der Anzahl der Greifvorgänge N für die statistisch signifikanten Interaktionseffekte zwischen FF und VI für jede untersuchte Steifigkeitskonfiguration

Anzahl der Greifvorgänge N						
K	FF	VI	→	FF	VI	Diff. (%)
L	J	N	→	N	J	116,67
	N	N	→	N	J	168,97
	J	N	→	J	J	183,33
	N	N	→	J	J	251,73
H	J	N	→	N	J	41,17
	N	N	→	N	J	65,52
	J	N	→	J	J	20,58
	N	N	→	J	J	41,38
V	J	N	→	N	J	21,43
	N	N	→	N	J	112,50
	J	N	→	J	J	42,86
	N	N	→	J	J	150,00

Hierdurch spürte der Proband besser, ob sich die Finger bereits im Freiraum befinden und musste nicht erst zugreifen, um diese Information zu erhalten. Weitere Indizien für den Nutzen einer variablen Steifigkeit liefert die im vorherigen Kapitel dargestellte Abbildung 47. Beim ersten Greifvorgang reichte die kommandierte Steifigkeit nicht aus, um das Objekt erfolgreich zu greifen. Für den zweiten Greifvorgang wurde die Steifigkeit bewusst erhöht, wodurch die Plastikschele trotz geringerer Position P erfolgreich aus der Kartonagenkiste gehoben werden konnte. Im Falle einer geringen Steifigkeit wären eventuell weitere Greifvorgänge nötig gewesen.

Einflüsse auf die Position P: Die statistisch signifikanten Interaktionseffekte zeigen sowohl einen Effekt des FF als auch der VI auf die kommandierte Position. Im Falle einer Änderung der VI erhöht sich P trotz eingeschaltetem FF zwischen knapp 8 % für die hohe bis zu 12 % für die variable Steifigkeit. Letztere Einstellung erzielt jedoch insgesamt die geringsten Mittelwerte, was durch die höhere Signifikanz der Unterschiede zwischen K_{variabel} und K_{gering} statt zwischen K_{hoch} und K_{gering} bestätigt wird (vgl. Kap. 5.3 Tab. 8).

Tabelle 11 Prozentsualer Vergleich der Mittelwerte der Position P für die statistisch signifikanten Interaktionseffekte zwischen FF und VI für jede untersuchte Steifigkeitskonfiguration

K	FF	VI	Position P		Diff. (%)
			→	→	
L	J	N	→	J	9,06
	N	N	→	J	-9,84
	N	J	→	J	-14,89
	N	J	→	J	-7,18
H	J	N	→	J	7,75
	N	N	→	J	-15,28
	N	J	→	J	-15,80
	N	J	→	J	-9,27
V	J	N	→	J	12,19
	N	N	→	J	-16,27
	N	J	→	J	-17,88
	N	J	→	J	-7,87

Die Änderung des FF erzielt in allen signifikanten Kombinationen eine Reduktion der GKM-Position zwischen 7 % und 18 %. Die geringsten Reduktionen erreicht die geringe Steifigkeit. Auffallend ist, dass das FF zwar im Falle der VI eine Reduktion von P erzielt, diese jedoch geringer ausfällt als für den nicht sichtbeeinträchtigten Fall. Eine mögliche Erklärung ist, dass der Proband im Falle keiner VI sieht, ob sich die Finger bereits in den Freiräumen befinden und man sich deshalb ganz auf die Gegenkraft des GKM konzentrieren kann.

Aus einer reduzierten Position resultieren mehrere Vorteile: Zum einen verringert sich die benötigte Energie zur Aktuierung der Motoren, da ein geringerer Weg von den Fingern zurückgelegt werden muss. Zum anderen wird dadurch die auf die Plastikschele ausgeübte Kraft

begrenzt, wodurch eventuelle Beschädigungen des Objekts vermieden werden können. Zusätzlich kann die Mechanik der Roboterhand geschont werden.

Einflüsse auf das Drehmoment τ : Der Tukey-Test offenbart, dass sich die niedrige und hohe Steifigkeit deutlich unterscheiden, jedoch die beiden anderen Kombinationen nicht. Anhand der Mittelwerte kann festgestellt werden, dass sich die Drehmomente für K_{variabel} ungefähr in der Mitte des Spektrums befinden. Aus den statistisch signifikanten Unterschieden für das Testmerkmal τ kann wiederum kein direkter Effekt des FF jedoch der VI beobachtet werden. Der geringste Einfluss der VI ist hier wieder bei der hohen und der variablen Steifigkeit zu sehen. Die geringe Steifigkeit zeigt die größte Reduktion von τ aller drei Konfigurationen beim Wechsel von „FF nein, VI ja“ zu „FF ja, VI nein“.

Aufgrund der höheren Steifigkeit erhöht sich die Seilspannung, wodurch die Auslenkung der WHISG Finger zwar reduziert, aber ein steilerer Anstieg des Gelenkmoments verursacht wird (Anhang E.3). Hierdurch kann erklärt werden, dass trotz gleicher beziehungsweise teilweise geringerer Position P der hohen und variablen Steifigkeit ein höheres τ als mit der geringen Steifigkeit gemessen wird. Im Falle der VI erhöht sich P jedoch aufgrund der fehlenden visuellen Informationen, weshalb τ ebenfalls erhöht wird. Dieser Erhöhung von P wirkt allerdings das FF selbst im Falle der Aktivierung der VI entgegen. Die Zunahme von P kann also nicht vollständig für die Vergrößerung von τ verantwortlich gemacht werden. Viel wahrscheinlicher kommt es durch die VI zu einer ungünstigeren Platzierung der WHISG Finger, die bei einem folgenden Greifvorgang ein höheres Drehmoment verursacht.

Die Verringerung von τ bietet Vorteile sowohl hinsichtlich des Energiebedarfs der Roboter als auch des Schutzes der Mechanik, weshalb eine geringere Steifigkeit hier nützlicher ist als eine hohe Einstellung.

Tabelle 12 Prozentsueller Vergleich der Mittelwerte des Drehmoments τ für die statistisch signifikanten Interaktionseffekte zwischen FF und VI für jede untersuchte Steifigkeitskonfiguration

Drehmoment τ						
K	FF	VI	→	FF	VI	Diff. (%)
L	N	J	→	J	N	-26,58
	J	N	→	J	J	30,47
H	N	J	→	J	N	-17,12
	J	N	→	J	J	8,38
V	N	J	→	J	N	-21,62
	J	N	→	J	J	19,85

6.4 Problemstellungen

Analyse der Probleme bei der Kalibrierung: Die erste Kalibrierungsmethode sollte die Fingersteifigkeit zur gleichzeitig gemessenen Muskelaktivität über eine multiple lineare Regression in Relation setzen. Hierfür erhielten alle Probanden die Aufgabe, sechzehn Perturbationen mit dem Grasp Perturbator bei zwei verschiedenen Kraftlevels durchzuführen, sowohl mit als auch ohne bewusste Anspannung der beiden intrinsischen Handmuskeln MID1 und MID2. Vorher konnte jeder Teilnehmer der Studie das Messgerät kennenlernen, indem mindestens acht Trainingsperturbationen durchgeführt wurden. Über ein grafisches Interface vor dem Experiment und dem Display der SMB während des Experiments bekam jeder Proband eine visuelle Rückmeldung über die derzeit gemessene EMG-Amplitude. Die bereits in Kapitel 5.1 vorgestellten Ergebnisse dieser Methode offenbaren jedoch deutliche Unterschiede zwischen der Durchführung mit trainierten und untrainierten Probanden.

In den Versuchen von Höppner *et al.* [2017] wurde eine längere Trainingsphase von mindestens 20 Perturbationen durchgeführt. Die Bewegungsfreiheit des Probanden wurde durch ein Vakuumkissen zusätzlich eingeschränkt. Darüberhinaus erhielt jeder Teilnehmer direktes, graphisches Feedback über ein Kraft-Steifigkeits-Diagramm. Für die WHISG Studie wurde eine kürzere Trainingsphase und ein einfacherer Aufbau ohne Vakuumkissen gewählt, da sich ansonsten die Dauer des gesamten Experiments von bereits 1,5 Stunden noch weiter erhöht hätte. Jeder Proband erhielt über das Display der SMB und durch den Experimentator direktes Feedback über die zuletzt gemessene Steifigkeit, jedoch reichte dies nicht aus, um bessere Ergebnisse zu erzielen.

Ein weiterer Einflusspunkt ist die Positionierung des Zeigefingers und des Daumens auf dem Messgerät. Vor jeder Perturbation wurde die Positionierung durch den Experimentator nochmals kontrolliert, jedoch kann aufgrund der sehr offenen Konstruktion des Grasp Perturbators keine Positionierung zu 100 % wiederholt werden. Fehler in der Positionierung können beispielsweise durch eine gemessene negative Steifigkeit erkannt werden, die rein physikalisch unmöglich ist. In diesem Fall führte die Kalibrierung bei Proband S4 (vgl. Tab. 2) dazu, dass für den variablen Steifigkeitsmodus zu jedem Zeitpunkt t die hohe Steifigkeit kommandiert wurde. Hiermit kann kein objektiver Vergleich zwischen den unterschiedlichen Konfigurationen angestellt werden, wodurch der komplette Datensatz nicht verwendet werden hätte können.

Insgesamt betrachtet zeigen die Ergebnisse der Kalibrierungsmethode, dass eine gute Regression der Steifigkeit anhand der gemessenen Muskelaktivität zwar möglich ist, jedoch benötigt man hierfür mehr Training, als innerhalb einer Studie mit mehreren Aufgaben machbar ist. Zur Überprüfung der Methodik sollte ebendiese in einer separaten Studie untersucht werden, um die Frage über die Verwendungsmöglichkeit endgültig zu klären.

Bauteilversagen: Bei der ersten, unvollständig durchgeführten Probandenstudie stellte die Kalibrierungsmethode nicht das einzige Problem dar. Zusätzlich trat durch die hohe Belastung innerhalb der Probandenstudie auch Bauteilversagen auf. Abbildung 49 links zeigt den Riss eines Seils, das zur Aktuierung des MCP-Gelenkes des WHISG Daumens zuständig ist. Ohne dieses kann der Daumen zwar noch eine vollständige Flexion ausführen, jedoch hängt dieser lose in Richtung des nicht gebrochenen Seils herunter und kann folglich auch nicht mehr die vollen Steifigkeitseigenschaften ausnutzen. Durch die Reparaturpause musste das Experiment in diesem Fall abgebrochen werden, wodurch der Datensatz unvollständig blieb. Ein weiterer Ausfall der Roboterhand trat durch einen Defekt eines Servomotors auf. Insgesamt konnten drei Experimente aufgrund Bauteilversagens nicht vollständig abgeschlossen werden.

Eine potentielle Schwachstelle stellen außerdem die 3D gedruckten Bauteile dar (Abb. 49 rechts). Im Laufe der Einsatzzeit von über drei Jahren kann im spröden PLA [Verbatim, 2017] durch Einwirkung von UV-Strahlung durch die Sonne oder durch den Temperatureinfluss der Servomotoren eine physikalische Alterung [Maschinenmarkt, 2006] auftreten, was die Bildung und Ausbreitung von Rissen unterstützt. Für eine längere Einsatzzeit der WHISG Hand müsste die Materialwahl angepasst werden, um derartiges Versagen zu verringern.

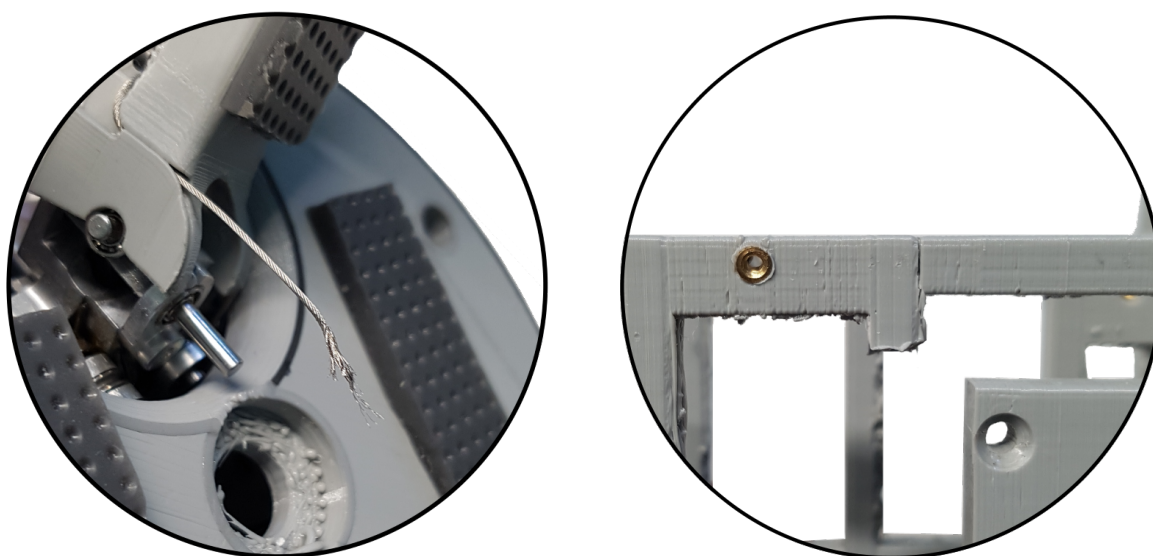


Abbildung 49 links: Riss eines Seils zur Aktuierung des MCP-Gelenkes des WHISG Daumens, rechts: Fortschreitender Riss innerhalb des 3D gedruckten Gehäuses

Auf die Diskussion der Ergebnisse der Probandenstudie folgt nun abschließend ein kurzer Rückblick auf die bearbeiteten Punkte der gesamten Arbeit, um danach Rückschlüsse für weitere Entwicklungen im Bereich der Robotik zu ziehen. Diese beschränken sich nicht nur auf den vorliegenden Fall im Themengebiet der *Soft Robotic*, sondern auch auf allgemeingültigere Ansätze für den Einsatz variabler Steifigkeiten.

7 Zusammenfassung und Ausblick

Zu Beginn wurden Grundlagen zur physikalischen Steifigkeit und deren Zusammenhang mit der Muskelaktivität bei Anspannung der Muskeln erläutert. Dabei konnte eine lineare Beziehung zwischen diesen beiden Faktoren im Bereich zwischen 30 % und 50 % der maximalen muskulären Anspannung festgestellt werden. Anhand einer kurzen Übersicht wurde die Funktionsweise der menschlichen Muskeln erklärt, die über neuronale Signale in Form von Aktionspotentialen aktiviert werden. Dabei kann das Maß der Aktivierung über die Messung des elektrischen Potentials eingeschätzt werden. Zur einfacheren Nutzung dieses EMG-Signals muss eine Filterung der Rohsignale stattfinden, die zumeist aus einem Bandpassfilter, einer Gleichrichtung und einem abschließenden Tiefpassfilter besteht.

Das gefilterte EMG-Signal soll zur Einschätzung der Fingersteifigkeit des Menschen eingesetzt werden, um daraufhin zur Teleoperation der Steifigkeit einer weichen, nachgiebigen Roboterhand verwendet zu werden. Die untersuchte Roboterhand, namentlich die WHISG Hand, besitzt Aktoren mit variabler Steifigkeit. Dies bezeichnet eine Gruppe von Aktoren mit Federelementen zwischen An- und Abtrieb. Dadurch ist es möglich, Energie bei Bewegungen zu speichern und bei zyklischen oder explosiven Bewegungssequenzen wieder freizugeben. Weitere Vorteile sind die Dämpfung bei Stößen im Falle einer Kollision mit der Umwelt sowie eine Variabilität der Steifigkeit bei unterschiedlichen Belastungen. Letzteres wurde innerhalb dieser Arbeit im Zuge einer Probandenstudie mit der WHISG Hand untersucht.

Im Fokus der Untersuchung stand der Einfluss verschiedener Steifigkeiten K der WHISG Finger, der Krafterückkopplung FF durch ein Force Feedback Gerät sowie der Sichtbeeinträchtigung VI durch eine modifizierte Schweißbrille auf den Greiferfolg der Probanden. Die Aufgabe bestand darin, eine Plastikschele aus einer handelsüblichen Kartonagenkiste zu greifen. Die Dimensionen der Schele entsprechen denen von Erdbeerschälchen. Jeder Proband musste insgesamt sechzig Greifvorgänge mit verschiedenen Kombinationen der Parameter K , FF und VI durchführen. Die Steifigkeit wurde zwischen einer geringen, einer hohen und einer variablen, von der Muskelaktivität des Probanden abhängigen, Konfiguration variiert. Sowohl FF und VI wurden für jedes K ein- und ausgeschaltet getestet.

Bevor die Greifversuche durchgeführt werden konnten, musste eine Kalibrierung der Muskelaktivität zur Fingersteifigkeit erfolgen. Anfangs sollte die Fingersteifigkeit des Zeigefingers mit Hilfe des Grasp Perturbators durchgeführt werden, um damit die gemessenen Steifigkeiten zur gleichzeitig verarbeiteten Muskelaktivität in Beziehung zu setzen. Aufgrund der zu kurzen Trainingsphase konnte keiner der Probanden eine zufriedenstellende Kalibrierung durchführen, weshalb auf eine einfachere Methode zurückgegriffen wurde. Diese beinhaltete das bloße Anspannen der Handmuskeln, um die kontinuierlich gemessenen EMG-Amplitude damit in Relation zu setzen.

Der Einfluss der Faktoren K, FF und VI auf vier verschiedene Testmerkmale - die Zeit T und Anzahl der Greifvorgänge N für einen erfolgreichen Versuch sowie die kommandierte Position P und das Drehmoment τ - wurde durch eine dreifaktorielle MANOVA mit wiederholten Messungen und der Statistikprogrammiersprache R analysiert. Hiermit konnten statistisch signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Steifigkeitskonfigurationen sowie zwischen der Interaktion von FF und VI festgestellt werden. Durch einen post-hoc durchgeführten Tukey-Test konnten die erkannten Unterschiede spezifischen Faktorkombinationen zugeordnet werden.

Die VI hat Auswirkungen auf alle untersuchten Testmerkmale. Durch die aktive Sichtbeeinträchtigung erhöhen sich die Zeitspannen zwischen Beginn und Ende eines einzelnen Greifversuches. Jedoch zeigt sich sowohl für die hohe als auch die variable Steifigkeit eine geringere Erhöhung als für die niedrige Steifigkeit. Ohne aktive VI sind nur sehr geringe Unterschiede zwischen den jeweiligen Konfigurationen erkennbar. Der gleiche Sachverhalt ist für die Anzahl der Greifvorgänge für einen einzelnen Versuch festzustellen.

Aufgrund der höheren Steifigkeit kann, im Falle fehlender visueller Informationen durch VI, das sensorische Feedback des Ober- und Unterarms besser genutzt werden, um einen Freiraum zwischen den Plastikschalen zu ertasten. Grund hierfür ist die höhere Gegenkraft, den die WHISG Finger im Kontakt mit dem Objekt erzeugen. Durch dieses neu erzeugte Feedback musste der Proband in manchen Versuchen nicht erst zugreifen, um zu erkennen, ob sich die Finger tatsächlich in einem Freiraum befinden, sodass mit der variablen und hohen Steifigkeit seltener zugegriffen werden musste.

Durch die fehlenden visuellen Informationen über den Grad des Zugreifens erhöht sich die kommandierte Position P, wodurch sich zusätzlich das Drehmoment τ erhöht. Aufgrund der hohen Steifigkeit steigt die Seilspannung und führt zu einem steileren Anstieg von τ . Die geringsten Messwerte für dieses Testmerkmal konnten für die geringe Steifigkeit festgestellt werden. Zusätzlich kommt es im Falle des aktiven VI zu einer ungünstigeren Platzierung der WHISG Finger innerhalb der Zwischenräume und einer weiteren Erhöhung von τ .

Weiter konnte festgestellt werden, dass das FF einen großen Einfluss auf P besitzt. Aus dieser Reduzierung resultieren Vorteile hinsichtlich einer geringeren benötigten Energie zur Aktuierung der Motoren, eine niedrigere ausgeübte Kraft auf das zu greifende Objekt sowie eine Schonung der Mechanik. Zusätzlich erhöht das FF die Immersion mit der „künstlichen“ Roboterhand, wodurch sich ein besseres Greifgefühl ergibt. Dies bestätigt die Auswertung des Fragebogens, bei dem vier von sechs Probanden von einem positiven Einfluss des FF berichteten.

Für die erfolgreiche Kontaktaufnahme mit dem Objekt sind unterschiedliche Strategien genutzt worden, die sowohl Griffe mit zwei als auch mit drei Fingern beinhalteten. Aufgrund

der schlechten Sicht konnte einer der beiden Einzelfinger in 94 % aller Fälle nicht in einem Freiraum platziert werden. Diese Freiräume stellen Zwangsbedingungen der Umwelt dar, die fünf von sechs Probanden ausgenutzt haben.

Die Einschätzung der Probanden zur Nützlichkeit der unterschiedlichen Steifigkeiten stellt den deutlichen Vorteil einer hohen beziehungsweise variablen Steifigkeit gegenüber einer niedrigen dar. Dieser Vorteil spiegelt sich in der verringerten Zeit sowie einer geringeren Anzahl an nötigen Greifvorgängen für einen erfolgreichen Greifversuch im Falle einer aktiven VI wider. Ohne aktive VI verhalten sich alle untersuchten Steifigkeiten vergleichbar bezüglich dieser Testmerkmale. Die geringsten Messwerte für P resultieren aus der variablen Konfiguration. Im Falle von τ erzielt die niedrige Steifigkeit die geringsten und die hohe Steifigkeit die höchsten Messwerte, während der variable Modus ungefähr mittig zwischen beiden Extrema liegt. Insgesamt resultieren aus der variablen Steifigkeit zahlreiche Nutzen für einen erfolgreichen Greifvorgang innerhalb der dargestellten Problemstellung.

Durch einen Greifer mit variablen Steifigkeiten kann bei Bedarf die Steifigkeit erhöht werden, sofern eine genaue Positionierung benötigt wird. Durch eine geringere Steifigkeit können zum einen empfindliche Objekte gegriffen werden. Zum anderen kann Energie eingespart werden, sofern eine hohe Einstellung nicht benötigt wird. Zusätzlich wird die Mechanik durch eine geringe Spannung der Aktorelemente geschont. Insgesamt bieten weiche, nachgiebige Roboterhände eindeutige Vorteile bei der Handhabung von Nahrungsmitteln bei der Kommissionierung für einen Lieferservice. Die Möglichkeit der Steifigkeitsvariation kann den Einsatzbereich weiter vergrößern.

Aufgrund der inhärenten Nachgiebigkeit ist eine geringere Komplexität des Aktormechanismus von Nöten, wodurch Unsicherheiten im Weltmodell ausgeglichen werden können. Dadurch reduziert sich zusätzlich die Anzahl der nötigen Sensoren, beispielsweise optische Sensoren in der Handfläche, um genauere Informationen über die Lage zu erhalten. Die im Falle des LBR bereits verwendeten Drehmomentsensoren in jedem Gelenk können, analog zum sensorischen Feedback des menschlichen Oberarms, zum Auffinden und Ausnutzen der physikalischen Randbedingungen genutzt werden. Sofern der entwickelte Greifer von einem menschlichen Bediener geführt wird, erhöht ein integrierter Force Feedback Mechanismus die Immersion innerhalb des Greifvorgangs und kann dadurch das Erlebnis für den Benutzer verbessern.

Die beiden zur Teleoperation der Steifigkeit benutzten intrinsischen Handmuskeln MID1 und MID2 haben sich als sehr gute Werkzeuge für eine kontinuierliche Anpassung der Impedanz einer weichen, nachgiebigen Roboterhand erwiesen. Aus der Aktivität beider Muskeln kann jedoch nicht zwischen einer Steifigkeitsänderung und einer bloßen Bewegung der Finger ge-

geschlossen werden. Für eine Anwendung in einem robotischen System sind darüber hinaus die Steifigkeiten mehrerer Gelenke beziehungsweise deren Zusammenspiel interessant.

Der Roboter Justin des DLR kann unter anderem für normale Haushaltstätigkeiten eingesetzt werden (Abb. 50). Leidner *et al.* [2015] versuchen eine Einteilung dieser Tätigkeiten aufzustellen und nach den unterschiedlichen Aufgaben und nötigen Eigenschaften zu klassifizieren. Dafür sind jedoch keine Musterlösungen hinsichtlich der kommandierten Gelenksteifigkeiten bekannt. Der gleiche Sachverhalt ist über die Griff taxonomien von Cutkosky [1989] oder Feix *et al.* [2015] (vgl. Kap. 2.5) zu berichten, die sich lediglich mit den Fingerkonfiguration beschäftigen, die für unterschiedliche Griffarten nötig sind, jedoch nicht mit den nötigen Fingersteifigkeiten. Für die von Leidner *et al.* [2015] beschriebenen Anwendungsfälle, beispielsweise das Aufkehren einer kaputten Kaffeetasse mit einem Besen, können aus der Verwendung variabler Gelenksteifigkeiten ein menschlicheres Verhalten beim Erledigen dieser Tätigkeiten resultieren.



Abbildung 50 DLR Rollin' Justin beim Aufkehren von Schmutz mit einem Besen, bearbeitet aus Leidner *et al.* [2015]

Als möglicher Ansatzpunkt für eine neue Studie zur Untersuchung von Steifigkeiten können alltägliche Tätigkeiten wie das Putzen einer Oberfläche oder das Schneiden von Nahrungsmitteln dienen, die von einem menschlichen Probanden in verschiedenen Armstellungen durchgeführt werden. Durch Perturbationen auf den Ober- oder Unterarm werden Auslenkungen erzeugt, die von einem Kamerasystem aufgenommen und zur Berechnung der Armsteifigkeiten genutzt werden können. Durch die gleichzeitige Messung der Muskelaktivitäten des Arms wären hiermit Rückschlüsse über Aktivierungsmuster und einer daraus resultierenden Steifigkeit möglich.

Die Ergebnisse können schließlich die noch fehlenden, optimalen Gelenksteifigkeiten für die von Leidner *et al.* [2015] beschriebenen Klassifikationen vervollständigen. Darüber hinaus wären für aktuelle Robotersysteme wie Justin oder David (vgl. Kap. 3.4) oder zukünftige Entwicklungen im Bereich der humanoiden Robotik noch menschlichere Bewegungsabläufe

machbar. Letztlich kann hierdurch die Furcht vor humanoiden Robotern gemindert und der Mensch-Maschine-Kontakt sicherer und angenehmer gemacht werden.

Eine Verwendung variabler Steifigkeit ist in weiteren Bereichen denkbar. Eine mögliche Anwendung ist in der Telemanipulation und der Teleoperation zu finden. In der minimal invasiven Chirurgie werden zunehmend Robotersysteme wie dem *da Vinci*[®] *Surgical System* [Intuitive Surgical, 2017] oder dem DLR MiroSurge [Konietschke *et al.*, 2009] eingesetzt. Über die Variation der Gelenksteifigkeiten kann ein am System trainierter Chirurg noch feinfühlicher mit den medizinischen Instrumenten umgehen. Eine höhere Steifigkeit würde beispielsweise die Positioniergenauigkeit sowie das Beibehalten einer gewünschten Strecke beim Einführen der vom Roboter gehaltenen Endoskope verbessern. Mit geringeren Steifigkeiten ist eine sanftere Interaktion mit dem zu operierenden Körper möglich, wodurch das Verletzungsrisiko minimiert wird.

Die Experimente von Ajoudani *et al.* [2012] und Liang *et al.* [2015] (vgl. Kap. 3.6.1, 3.6.2, 3.6.3) stellen eine Verwendung variabler Steifigkeit mit klassischen Robotersystemen dar. Der unter anderem verwendete LBR wird auch in Systemen zur Telemanipulation wie dem DLR Haptic User Gerät (HUG, Hulin *et al.* [2011]) eingesetzt. Über die Steuerung der Roboter kann der Bediener direkten Einfluss auf seine Umwelt ausüben. Der Bediener erfährt dabei über Force Feedback gleichzeitig Kräfte aus der virtuellen Interaktion mit der Umwelt, beispielsweise beim Kontakt mit einem manipulierten Objekt [Sagardia *et al.*, 2016]. Mit einer variablen Steifigkeit können die Bewegungen flexibel an die Aufgabenstellung angepasst werden. Der Einsatz ist dabei nicht nur auf die Erde beschränkt: An der ISS sind Roboterarme befestigt, die routinemäßig Reparaturen durchführen, die dann nicht von den Astronauten ausgeübt werden müssen [Robonews, 2011]. Für die Wartung und Reparatur an Satelliten oder explorativen Systemen wie dem Mars Rover können Astronauten den Roboter von einer Raumstation steuern und aufgrund der variablen Steifigkeit flexibler und feinfühlicher auf die Umweltbedingungen reagieren.

Durch die ansteigende Automatisierung in Fabrikhallen wird der Kontakt zwischen Mensch und Maschine stetig zunehmen. Hierfür sind zusätzliche Sicherheitsmaßnahmen notwendig, um einen ungefährlichen Einsatz für den menschlichen Bediener zu ermöglichen. Die Verwendung der Aktoren mit variabler Steifigkeit (vgl. Kap. 2.1.2) ermöglichen es, der Konstruktion eine inhärente Nachgiebigkeit zu verleihen und damit den Kontakt auch im Falle einer ausgefallenen Regelung sicher zu machen. Die anwendungsspezifische Ausnutzung der variablen Steifigkeit kann dabei die Entwicklung humanoider Roboter weiter voranbringen.

Literatur

- Ajoudani, A., Godfrey, S. B., Bianchi, M., Catalano, M., Grioli, G., Tsarakis, N. G. & Bicchi, A. (2014): *Exploring Teleimpedance and Tactile Feedback for Intuitive Control of the Pisa/IIT Soft-Hand*. In: IEEE Transactions on Haptics, **7**, 2: 203 – 215.
- Ajoudani, A., Godfrey, S. B., Tsarakis, N. & Bicchi, A. (2016): *Human and Robot Hands*, Kap. 10: Teleimpedance Control: Overview and Application, 151 – 169. Springer International Publishing.
- Ajoudani, A., Tsarakis, N. G. & Bicchi, A. (2012): *Teleimpedance: Teleoperation with impedance regulation using a body-machine interface*. In: The International Journal of Robotics Research, **31**, 13: 1642–1656.
- Aristoteles (350 v Chr.): *Über die Seele - De Anima*.
- Bicchi, A., Gabbicini, M. & Santello, M. (2011): *Modelling natural and artificial hands with synergies*. In: Philosophical Transactions of the Royal Society of London B, **366**: 3153 – 3161.
- Bilodeau, M. (2013): *Encyclopedia of Environmetrics Second Edition*, Kap. Analysis of variance, multivariate (MANOVA), 85–88. John Wiley & Sons Ltd., Chichester, England.
- Bullock, I. M., Zheng, J. Z., De La Rosa, S., Guertler, C. & Dollar, A. M. (2013): *Grasp Frequency and Usage in Daily Household and Machine Shop Tasks*. In: IEEE Transactions on Haptics, **6**, 3: 296–308.
- Carter, R. R., Crago, P. E. & Keith, M. W. (1990): *Stiffness regulation by reflex action in the normal human hand*. In: Journal of Neurophysiology, **64**: 105–118.
- Catalano, M., Grioli, G., Farnioli, E., Serio, A., Piazza, C. & Bicchi, A. (2014): *Adaptive Synergies for the Design and Control of the Pisa/IIT SoftHand*. In: The International Journal of Robotics Research, **33**, 5: 768–782.
- Catalano, M., Grioli, G., Serio, A., Farnioli, E., Piazza, C. & Bicchi, A. (2013): *Adaptive synergies for a humanoid robot hand*. In: IEEE-RAS 12th International Conference on Humanoid Robots.
- Chalon, M., Friedl, W., Reinecke, J., Wimböck, T. & Albu-Schäffer, A. (2011): *Impedance control of a non-linearly coupled tendon driven thumb*. In: IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems.
- Cutkosky, M. R. (1989): *On Grasp Choice, Grasp Models, and the Design of Hands for Manufacturing Tasks*. In: IEEE Transactions on Robotics and Automation, **5**, 3: 269 – 279.
- De Luca, C. J. (1997): *The Use of Surface Electromyography in Biomechanics*. In: Journal of Applied Biomechanics, **13**: 135 – 163.
- De Luca, C. J., Gilmore, L. D., Kuznetsov, M. & Roy, S. H. (2010): *Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination*. In: Journal of Biomechanics, **43**: 1573–1579.
- Deimel, R. & Brock, O. (2015a): *A novel type of compliant and underactuated robotic hand for dexterous grasping*. In: The International Journal of Robotics Research, **35**, 1-3: 161–185.
- Deimel, R. & Brock, O. (2015b): *Soft Robotics*, Kap. 18 - Soft Hands for Reliable Grasping Strategies, 211–221. Springer Verlag.
- Della Santina, C., Grioli, G., Catalano, M., Brando, A. & Bicchi, A. (2015): *Dexterity augmentation on a synergistic hand: the Pisa/IIT SoftHand+*. In: IEEE-RAS 15th International Conference on Humanoid Robots.
- Doemges, F. & Rack, P. (1992): *Changes in the stretch reflex of the human first dorsal interosseous muscle during different tasks*. In: Journal of Physiology, **447**: 563–573.
- Eppner, C., Deimel, R., Alvarez-Ruiz, J., Maertens, M. & Brock, O. (2015): *Exploitation of Environmental Constraints in Human and Robotic Grasping*. In: The I, **34**, 7: 1021–1038.
- Feix, T., Romero, J., Schmiedmayer, H.-B., Dollar, A. M. & Kragic, D. (2015): *The GRASP Taxonomy of Human Grasp Types*. In: IEEE Transactions on Human-Machine Systems, **46**, 1: 66–77.
- Friedl, W., Chalon, M., Reinecke, J. & Grebenstein, M. (2011): *FAS - A flexible Antagonistic spring element for a high performance over actuated hand*. In: IEEE / RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 1366–1372.
- Friedl, W., Chalon, M., Reinecke, J. & Grebenstein, M. (2015): *FRCEF: The New Friction Reduced and Coupling Enhanced Finger for the Awiwi hand*. In: IEEE-RAS 15th International Conference on Humanoid Robots, 140 – 147.
- Fuglevand, A. J., Winter, D. A. & Patla, A. E. (1993): *Models of recruitment and rate coding organization in motor-unit pools*. In: Journal of Neurophysiology, **70**, 6: 2470–2488. Zitiert nach Große-Dunker [2013].
- Gallagher, W., Gao, D. & Ueda, J. (2014): *Improved Stability of Haptic Human-Robot Interfaces using Measurement of Human Arm Stiffness*. In: Advanced Robotics, **28**, 13: 869–882.
- Gentilucci, M., Toni, I., Daprati, E. & Gangitano, M. (1997): *Tactile input of the hand and the control of reaching to grasp movements*. In: Experimental Brain Research, **114**, 1: 130–137. Zitiert nach [Eppner et al., 2015].
- Godfrey, S. B., Ajoudani, A., Catalano, M., Grioli, G. & Bicchi, A. (2013): *A synergy-driven approach to a myoelectric hand*. In: IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics.
- Grebenstein, M. (2007): *[DE] Roboterhand*. Patent DE102006006322B3. Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt e.V.
- Grebenstein, M. (2012): *Approaching Human Performance: The Functionality Driven Awiwi Robot Hand*. Doktorarbeit, ETH Zürich.

- Grebenstein, M., Albu-Schäffer, A., Bahls, T., Chalon, M., Eiberger, O., Friedl, W., Gruber, R., Haddadin, S., Hagn, U., Haslinger, R., Höppner, H., Jorg, S., Nickl, M., Nothhelfer, A., Petit, F., Reill, J., Seitz, N., Wimböck, T., Wolf, S., Wüsthoff, T. & Hirzinger, G. (2011): *The DLR Hand Arm System*. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 3175-3182. Institute of Electrical & Electronics Engineers (IEEE). URL <http://dx.doi.org/10.1109/ICRA.2011.5980371>.
- Große-Dunker, M. (2013): *Untersuchung des Zusammenhangs von Fingerkinematik, Fingersteifigkeit und Muskelaktivität*. Diplomarbeit, Hochschule für angewandte Wissenschaften München.
- Haddadin, S., Albu-Schäffer, A. & Hirzinger, G. (2007): *Safety Evaluation of Physical Human-Robot-Interaction via Crash Testing*. In: *Proceedings of Robotics: Science and System*, 3: 217–224.
- Hajian, A. Z. & Howe, R. D. (1997): *Identification of the Mechanical Impedance at the Human Finger Tip*. In: *Journal of Biomechanical Engineering*, **119**: 109–114.
- Hatze, H. (1977a): *A Myocybernetic Control Model of Skeletal Muscle*. In: *Biological Cybernetics*, **25**: 103–119.
- Hatze, H. (1977b): *A complete set of control equations for the human musculo-skeletal system*. In: *Journal of Biomechanics*, **10**: 799–805.
- Henning, B. (2006): *Analyse und Vergleich von Muskelmodellen zum Einsatz in der Mehrkörperdynamiksimulation*. Diplomarbeit, Technische Universität Darmstadt.
- Hill, A. V. (1938): *The heat of shortening and the dynamic constants of muscle*. In: *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, **126**, 843: 136–195.
- Hillberry, B. M. & Hall Jr., A. S. (1976): *US patent 3932045 A: Rolling contact joint*.
- Hogan, N. (1984): *Adaptive Control of Mechanical Impedance by Coactivation of Antagonist Muscles*. In: *IEEE Transactions on Automatic Control*, **29**, 8: 681–690.
- Hogan, N. (1985a): *Impedance Control: An Approach to Manipulation*. In: *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, **107**: 1 – 24.
- Hogan, N. (1985b): *The mechanics of multi-joint posture and movement control*. In: *Biological Cybernetics*, **52**: 315–331.
- Höppner, H., Lakatos, D., Urbanek, H., Castellini, C. & van der Smagt, P. (2011): *The Grasp Perturbator: Calibrating human grasp stiffness during a graded force task*. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 3312 – 3316. Shanghai.
- Höppner, H., Stillfried, G., Große-Dunker, M., Bayer, J. & van der Smagt, P. (2017): *Key insights into hand biomechanics: Human Grip Stiffness Can Be Decoupled from Force by Cocontraction and Predicted from Electromyography*. In: *Frontiers in Neurobotics*, **11**, 17: 1 – 20.
- Höppner, H., van der Smagt, P. & McIntyre, J. (2013): *Task Dependency of Grip Stiffness - A Study of Human Grip Force and Grip Stiffness Dependency during Two Different Tasks with Same Grip Forces*. In: *PLoS ONE*, **8**, 12: 1–11.
- Hulin, T., Hertkorn, K., Kremer, P., Schätzle, S., Artigas, J., Sagar-dia, M., Zacharias, F. & Preusche, C. (2011): *The DLR Bimanual Haptic Device with Optimized Workspace*. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation*.
- Huxley, A. F. (1957): *Muscle Structure and Theories of Contraction*. In: *Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry*, **7**: 255–318.
- Huxley, A. F. & Simmons, R. M. (1971): *Proposed Mechanism of Force Generation in Striated Muscle*. In: *Nature*, **233**: 533–538.
- Intuitive Surgical (2017): *Minimally invasive surgery robots - Da Vinci System*. Website. URL <https://www.intuitivesurgical.com/>, zugriff: 11.05.2017.
- Konietschke, R., Hagn, U., Nickl, M., Jörg, S., Tobergte, A., Passig, G., Seibold, U., Le-Tien, L., Kübler, B., Gröger, M., Fröhlich, F., Rink, C., Albu-Schäffer, A., Grebenstein, M., Ortmaier, T. & Hirzinger, G. (2009): *The DLR MiroSurge - A Robotic System for Surgery*. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation*.
- Konrad, P. (2011): *EMG-Fibel: Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie*. Noraxon INC. USA.
- Latash, M. L. & Zatsiorsky, V. M. (1993): *Joint stiffness: Myth or reality?* In: *Human Movement Science*, **12**: 653–692.
- Leidner, D., Borst, C., Dietrich, A., Beetz, M. & Albu-Schäffer, A. (2015): *Classifying Compliant Manipulation Tasks for Automated Planning in Robotics*. In: *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*.
- Liang, P., Yang, C., Li, Z. & Li, R. (2015): *Writing skills transfer from human to robot using stiffness extracted from sEMG*. In: *2015 IEEE International Conference on Cyber Technology in Automation, Control, and Intelligent Systems (CYBER)*, 19–24. Institute of Electrical & Electronics Engineers (IEEE). URL <http://dx.doi.org/10.1109/CYBER.2015.7287903>.
- Maschinenmarkt (2006): *Alterungsprozesse bei Kunststoffen verringern die Formteilbelastbarkeit*. Onlineartikel. <http://www.maschinenmarkt.vogel.de/alterungsprozesse-bei-kunststoffen-verringern-die-formteilbelastbarkeit-a-553/>.
- McIntyre, J., Mussa-Ivaldi, F. A. & Bizzi, E. (1996): *The control of stable posture in the multijoint arm*. In: *Experimental Brain Research*, **110**: 248–264.
- McKinsey (2017): *Harnessing automation for a future that works*. Onlineveröffentlichung. www.mckinsey.com/global-themes/digital-disruption/harnessing-automation-for-a-future-that-works.

- Melmoth, D. R., Finlay, A. L., Morgan, M. J. & Grant, S. (2009): *Grasping deficits and adaptations in adults with stereo vision losses*. In: *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, **50**, 8: 3711–3720. Zitiert nach Eppner *et al.* [2015].
- Merletti, R. (1999): *Standards for Reporting EMG Data*. International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK).
- Milner, T. E. (2002): *Contribution of geometry and joint stiffness to mechanical stability of the human arm*. In: *Experimental Brain Research*, **143**, 4: 515–519.
- Monroy, J. A., Lappin, A. K. & Nishikawa, K. C. (2007): *Elastic Properties of Active Muscle - On the Rebound?* In: *Exercise and Sport Sciences Reviews*, **35**, 4: 174–179.
- Napier, J. R. (1956): *The prehensile movements of the human hand*. In: *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **38 B**, 4: 902 $\frac{1}{2}$ –913.
- Perreault, E. J., Kirsch, R. F. & Crago, P. E. (2002): *Voluntary Control of Static Endpoint Stiffness During Force Regulation Tasks*. In: *Journal of Neurophysiology*, **87**: 2808–2816.
- Perreault, E. J., Kirsch, R. F. & Crago, P. E. (2004): *Multijoint dynamic and postural stability of the human arm*. In: *Experimental Brain Research*, **157**: 507–517.
- Petit, F., Chalon, M., Friedl, W., Grebenstein, M., Albu-Schäffer, A. & Hirzinger, G. (2010): *Bidirectional Antagonistic Variable Stiffness Actuation: Analysis, Design & Implementation*. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation*.
- Petit, F., Friedl, W., Höppner, H. & Grebenstein, M. (2015): *Analysis and Synthesis of the Bidirectional Antagonistic Variable Stiffness Mechanism*. In: *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, **20**, 2: 684 – 695.
- Potvin, J. R. & Brown, S. H. M. (2004): *Less is more: high pass filtering, to remove up to 99EMG-based biceps brachii muscle force estimates*. In: *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **14**: 389 – 399.
- Pratt, G. A. & Williamson, M. W. (1995): *Series Elastic Actuators*. In: *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*.
- R Development Core Team (2008): *R: A Language and Environment for Statistical Computing*. R Foundation for Statistical Computing, Wien, Österreich. URL <http://www.R-project.org>.
- Robonews (2011): *Roboter Dextre \bar{A}_4 übernimmt Reparaturarbeiten an der Raumstation ISS*. Website. URL <http://www.robonews.de/2011/09/roboter-dextre-reparatur-raumstation-iss/>, zugriff: 11.05.2017.
- Rose, W. (2014): *Electromyogram Analysis*. URL <https://www1.udel.edu/biology/rosew/kaap686/notes/EMG%20analysis.pdf>, Mathematics and Signal Processing for Biomechanics.
- Sadava, D., Hillis, D., Heller, H. & Berenbaum, M. (2011): *Purves Biologie*. Spektrum Akademischer Verlag.
- Sagardia, M., Hulin, T., Hertkorn, K., Kremer, P. & Schätzle, S. (2016): *A Platform for Bimanual Virtual Assembly Training with Haptic Feedback in Large Multi-Object Environments*. In: *ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology*.
- Schreuders, T. A. R., Wim Brandsma, J. & H.J., S. (2014): *Hand Function*, Kap. Functional Anatomy and Biomechanics of the Hand, 3 – 22. Springer New York.
- Schünke, M., Schulte, E. & Schumacher, U. (2005): *Prometheus - LernAtlas der Anatomie*. Georg Thieme Verlag.
- Smith, A. M. (1981): *The coactivation of antagonist muscles*. In: *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, **59**, 7: 733–747.
- Stegeman, D. F. & Hermens, H. J. (1999): *Standards for surface electromyography: the European project 'Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)'*.
- Tavakoli, M. & Almeida, A. T. d. (2014): *Adaptive under-actuated anthropomorphic hand: IST-SoftHand*. In: *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*.
- Vanderborght, B., Albu-Schäffer, A., Bicchi, A., Burdet, E., Caldwell, D. G., Carloni, R., Catalano, M., Eiberger, O., Friedl, W., Ganesh, G., Garabini, M., Grebenstein, M., Grioli, G., Haddadin, S., Höppner, H., Jafari, A., Laffranchi, M., Lefeber, D., Petit, F., Stramigioli, S., Tsagarakis, N., Van Damme, M., Van Ham, R., Visser, L. C. & Wolf, S. (2013): *Variable impedance actuators: a review*. In: *Robotics and Autonomous Systems*, **61**: 1601–1614.
- Verbatim (2017): *3D Druckmaterialien*. Website. URL <http://www.verbatim.de/de/3D/abs-vs-pla/?con=24>.
- Wehner, M. (2012): *EMG Methods for Evaluating Muscle and Nerve Function*, Kap. Man to Machine, Applications in Electromyography, 427–454. InTech.
- Winters, J. M. & Stark, L. (1987): *Muscle Models: What is Gained and What Is Lost by Varying Model Complexity*. In: *Biological Cy*, **55**: 403–420.
- WMA (2008): *Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects*. Adopted by the 18th WMA General Assembly.
- Wolf, S., Eiberger, O. & Hirzinger, G. (2011): *The DLR FSJ: Energy based design of a variable stiffness joint*. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation*.
- Wolf, S., Grioli, G., Eiberger, O., Friedl, W., Grebenstein, M., Höppner, H., Burdet, E., Caldwell, D., Carloni, R., Catalano, M., Lefeber, D., Stramigioli, S., Tsagarakis, N., Van Damme, M., Van Ham, R., Vanderborght, B., Visser, L., Bicchi, A. & Albu-Schäffer, A. (2015): *Variable Stiffness Actuators: Review on Design and Components*. In: *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, **21**, 5: 2418 – 2430.

-
- Zajac, F. E. (1989): *Muscle and Tendon: Properties, Models, Scaling and Application to Biomechanics and Motor Control*. In: Critical Reviews in Biomedical Engineering, **17**, 4: 359–411.

Anhang A: Ergänzungen zu den theoretischen Grundlagen

A.1 Muskelmodell Bewegungsmodell 2. Ordnung

Das Bewegungsmodell 2. Ordnung stellt hinsichtlich der Komplexität ein sehr einfaches Modell dar. Die Bewegungsgleichung nach Newton-Euler für Modelle 2. Ordnung ist

$$\tau = J\ddot{x}(t) + B\dot{x}(t) + Kx(t) \quad (25)$$

mit resultierendem Gelenkmoment beziehungsweise resultierender Gelenkposition τ , Massenträgheitsmatrix J , Dämpfungsmatrix B , Steifigkeitsmatrix K sowie Lage $x(t)$, Geschwindigkeit $\dot{x}(t)$ und Beschleunigung $\ddot{x}(t)$. Die Faktoren J , B und K ergeben sich aus der Masse des zu bewegenden Körperteils, den Feder-ähnlichen Eigenschaften der Muskeln sowie dem Aktivierungsgrad von antagonistischen Muskelpaaren. Anhand der Position und den beiden zeitlichen Ableitungen hiervon kann letztendlich die Position des Endeffektors, beispielsweise der Hand, bei translatorischen Bewegungen berechnet werden. Dieses Modell wird unter anderem auch in der Robotik zur Positionsregelung eingesetzt.

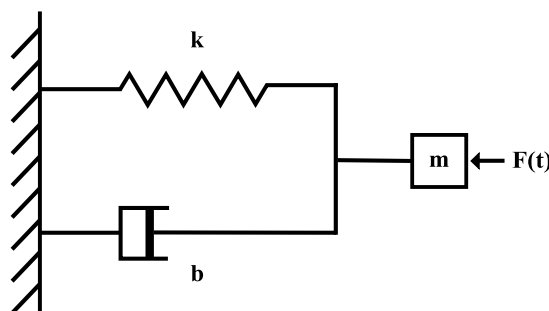


Abbildung 51 Bewegungsmodell zweiter Ordnung für einen gedämpften 1-Massen-Schwinger bei Einwirkung einer äußeren Kraft

Praktisch gesehen ist das Modell ein Beispiel für eine *Black Box*, deren interne Mechanismen unbekannt sind, aber anhand der Eingangsvariablen und der ausgehenden Zustandsvariablen ein Systemverhalten für das Muskel-Gelenk-System angenähert werden kann. Jedoch machen einige Limitierungen die Verwendung dieses Modells umständlicher: 1) es gibt nur eine unabhängige Eingangsvariable, 2) Eingangssignale wie der neuronale Grad der Muskelaktivierung antagonistischer Muskelpaare müssen indirekt über die Modellparameter eingestellt werden und besitzen keinen eigenen Eingang, 3) Eingangssignale und Zustandsvariablen könnten von der Art der verrichteten Tätigkeit abhängig sein sowie 4) die phenomenologischen erhaltenen Modellparameter ändern sich je nach Art der Aufgabe oder Art der Durchführung der gleichen Aufgabe [Winters & Stark, 1987].

A.2 Muskelmodell nach Hill

Das mechanische Muskelmodell von Hill [1938] stellt ein Modell dar, das aus drei in Reihe und Serie geschalteten Feder-Elementen besteht (Abb. 52). Die jeweils aktiven Muskelfasern des Muskeln bilden das kontraktile Element (CE). Die passiven weichen Bindegewebe sowie die Sehnen und nicht-aktive Muskelfasern repräsentieren das seriell-elastische (SE) beziehungsweise parallel-elastische (PE) Element.

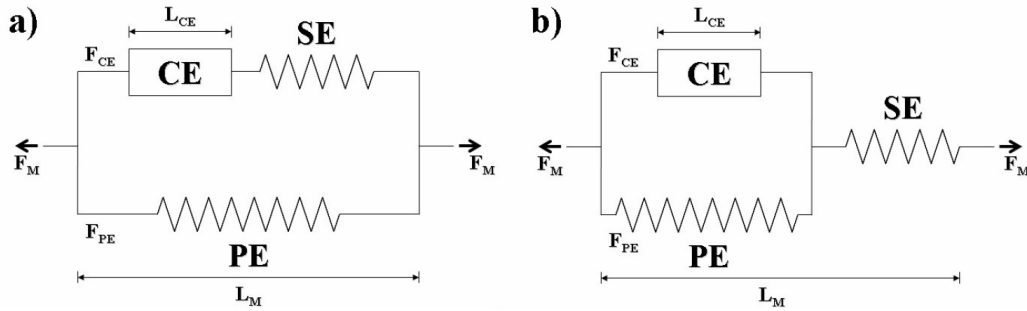


Abbildung 52 Aufbau des Hill'schen Muskelmodells in unterschiedlicher Darstellungsweise [Henning, 2006]

Für die Kraftgenerierung sind die CE-Elemente verantwortlich und können durch die Kraft-Längen- sowie Kraft-Geschwindigkeits-Beziehung repräsentiert werden [Henning, 2006]. Das Modell beschreibt damit jeweils den Zusammenhang zwischen Längenänderung aus der Ruhelage und Geschwindigkeit der Längenänderung zur ausgeübten Kraft. Die Beziehung zwischen Kraft und Längenänderung ist durch

$$f_{FL} = e^{-0,5 \cdot ((L_{CE}/L_0 - 1,05)/0,19)^2} \quad (26)$$

gegeben mit Ruhelänge L_0 sowie derzeitiger Länge L_{CE} des CE-Elements. Der Verhalten der ausgeübten Kraft zur Kontraktionsgeschwindigkeit kann durch

$$f_{FV} = \frac{0,1433}{0,1074 + e^{-1,409 \cdot \sinh(3,2 \cdot V_{CE}/V_{max} + 1,6)}} \quad (27)$$

sowie der maximal erreichbaren Geschwindigkeit V_{max}

$$V_{max} = 0,5 \cdot (U + 1) \cdot V_0 \quad (28)$$

mit Geschwindigkeit der Verkürzung V_{CE} , dem Aktivierungsgrad U sowie der maximalen Geschwindigkeit bei gegebener Aktivierung V_0 beschrieben werden [Henning, 2006].

Darüber hinaus kann ein nicht-lineares, feder-ähnliches Verhalten zwischen Kraftausübung und Änderung der Muskellänge bei konstanter neuronaler Aktivität beobachtet werden [Winters & Stark, 1987]. Der Zusammenhang zwischen Kraft und Dehnung im SE-Element wurde bereits in Formel 1 dargestellt und kann hier durch

$$K = c_1 \cdot F + c_2 \quad (29)$$

mit den Konstanten $c_{1,2}$ wiedergegeben werden [Winters & Stark, 1987]. Über die Annahme passender Randbedingungen und Umformulieren erhält man die Kraft F des SE-Elementes

$$F = \frac{F_0}{e^{X_0}} \cdot (e^{(S/X_0)} \cdot x - 1) \quad (30)$$

mit Dehnung x des SE-Elements sowie den Konstanten S , F_0 und X_0 für die Form sowie die maximalen Kraft- respektive Dehnungsparametern [Winters & Stark, 1987]. Zusammenfassend ist das Hill'sche Muskelmodell damit abhängig vom Grad der Muskelaktivierung, der Muskellänge sowie der Kontraktionsgeschwindigkeit. Einflüsse wie die Ermüdung oder die ausgeübte Arbeit können nicht abgebildet werden.

A.3 Muskelmodell nach Huxley

Grundlage für das Muskelmodell nach Huxley bildet die unter anderem von ebendiesem aufgestellte Gleitfilamenttheorie (vgl. Kap. 2.3). In seiner ersten Theorie von 1957 geht Huxley von lediglich zwei möglichen Zuständen der Aktin- und Myosinfilamenten aus, namentlich einem gelösten und einem verbundenen Zustand. Die experimentellen Ergebnisse konnten die theoretisch ermittelten Werte hinsichtlich der Kraft- und Wärmeerzeugung allerdings nicht bestätigen. Weiterer Schwachpunkt der Theorie ist die unzureichende Geschwindigkeit der Bindung und Auflösung der Kreuzbrücken zwischen Aktin und Myosin, weshalb Huxley & Simmons 1971 die erste Theorie nachbesserten. Die Querbrücke kann hier nun verschiedene Zustände einnehmen. Es wurde die Vermutung über ein ungedämpftes, elastisches Element aufgestellt, das den Querbrücken ermöglicht, von einem stabilen Zustand in einen anderen zu wechseln, ohne dass es zu einer Verschiebung zwischen Aktin- und Myosinfilamenten kommt. Insgesamt beschreibt das Muskelmodell nach Huxley die Kombination mechanischer, chemischer und struktureller Eigenschaften des Skelettmuskelsystems, betrachtet auf mikroskopischer Ebene [Henning, 2006].

A.4 Darstellung der kompletten GRASP Taxonomie

Opp: VF:	Power						Intermediate			Precision				
	Palm		Pad				Side			Pad				Side
	3-5	2-5	2	2-3	2-4	2-5	2	3	3-4	2	2-3	2-4	2-5	3
Thumb Abducted		1: Large Diameter 2: Small Diameter 3: Medium Wrap 10: Power Disk 11: Power Sphere	31: Ring	28: Sphere 3 Finger	18: Extension Type 26: Sphere 4-Finger	19: Distal Type	23: Adduc-tion Grip		21: Tripod Variation	9: Palmar Pinch 24: Tip Pinch 33: Inferior Pincer	8: Prismatic 2 Finger 14: Tripod	7: Prismatic 3 Finger 27: Quadpod	6: Prismatic 4 Finger 12: Precision Disk 13: Precision Sphere	20: Writing Tripod
Thumb Adducted	17: Index Finger Extension	4: Adducted Thumb 5: Light Tool 15: Fixed Hook 30: Palmar					16: Lateral 29: Stick 32: Ventral	25: Lateral Tripod					22: Parallel Extension	

Abbildung 53 [Tavakoli & Almeida, 2014]

Anhang B: Ergänzungen zum Stand der Technik

B.1 Greifen verschiedener Objekte mit der Awiwi-Hand

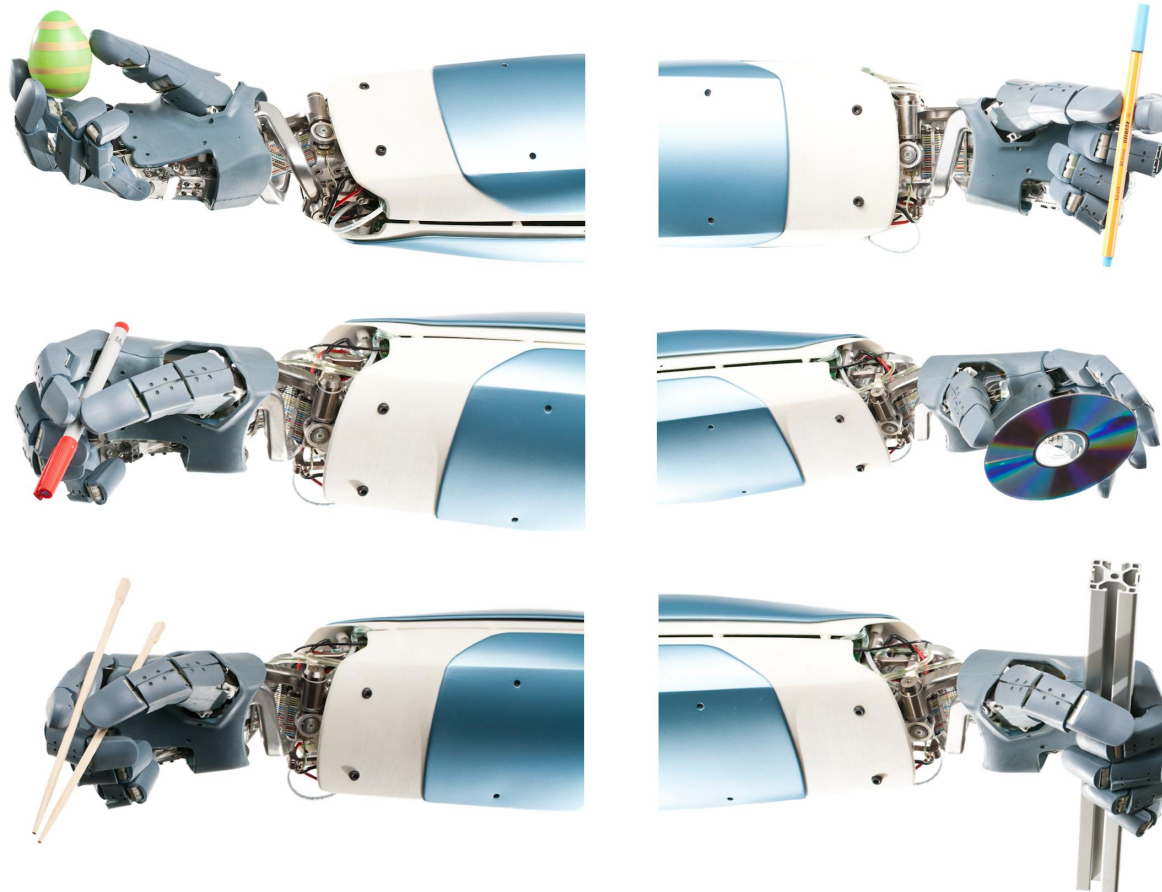


Abbildung 54 Greifen verschiedener Gegenstände mit der DLR Awiwi Hand

Anhang C: Ergänzungen zu Material und Methoden

C.1 Bedienungsanleitung der Stiffness Measurement Box

Bei Start der Stiffness Measurement Box wird das offizielle DLR Logo in Pixeloptik angezeigt (Abb. 55). Dieses bleibt solange aktiv, bis der Joystickbutton gedrückt wird. Hiernach startet der normale Programmablauf mit Anzeige des EMG Elektrodenmenüs. Eine Weiterschaltung zwischen den einzelnen Menüs erfolgt durch Bewegen des Joysticks nach links beziehungsweise nach rechts.

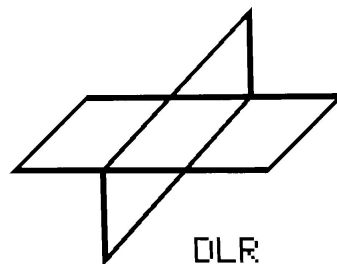


Abbildung 55 Anzeige des DLR Logos bei Inbetriebnahme der Stiffness Measurement Box

Abbildung 56 zeigt alle Anzeigemenüs für die EMG Elektroden. Das erste Untermenü in der linken oberen Ecke dient zur Auswahl der Anzahl an zu untersuchenden Elektroden.

Stiffness Measurement Box EMG signal display Choose number of electrodes to measure via moving the joystick down. Current number of electrodes 2	Stiffness Measurement Box EMG signal display Electrode raw values E1 1500 E2 1505
Stiffness Measurement Box EMG signal display Electrode filtered values E1 1 E2 1	Stiffness Measurement Box EMG signal display Electrode maximum values Please perform EMG MVC measurement
Stiffness Measurement Box EMG signal display Electrode stiffness values E1 0.00 E2 0.00	Stiffness Measurement Box EMG signal display Choose a single electrode to measure via moving the joystick down. Push joystick to start the measurement Current chosen electrode 1

Abbildung 56 Einzelmenüs der EMG-Signalanzeige

Durch Bewegen des Joysticks nach unten kann die Anzahl verändert werden. Das Bewegen des Joysticks nach oben ist die Weiterschaltbedingung zum nächsten Untermenü. Die folgenden vier Untermenüs zeigen die ungefilterten, gefilterten Elektrodenwerte, die zuletzt gemessenen Maximalwerte respektive den aktuellen Beitrag zur Steifigkeitsteleoperation jeder untersuchten Elektrode. Der Maximalwert wird nur angezeigt, wenn eine Messung dessen durchgeführt wurde. Ansonsten zeigt das Untermenü an, dass eine Messung durchgeführt werden sollte. Das letzte Untermenü dient zur Aufnahme von Messwerten einer einzelnen Elektrode über einen Zeitraum von 6 s und einer Samplingrate von 2 kHz. Die Auswahl der zu messenden Elektrode erfolgt wiederum durch Bewegen des Joysticks nach unten.

Abbildung 57 zeigt die beiden Einzelmenüs zur Messung der Offset- und Maximawerte aller untersuchten Elektroden. Die Anzahl der angezeigten Messwerte ist von der Anzahl der Elektroden abhängig. Das Bewegen des Joysticks nach unten startet die jeweilige Messung. Die erhaltenen Messdaten werden automatisch auf eine eingelegte SD-Karte geschrieben. Nach Abschluss der Messung und des Schreibens der Daten wird der aktuelle Wert jeder Elektrode auf dem Display angezeigt.

Stiffness Measurement Box				Stiffness Measurement Box			
EMG offset measurement				EMG MVC measurement			
Move joystick for measurement				Move joystick for measurement			
Offset state 0				Maxima measured? NO			
Current measured offset				Current measured maxima			
E1 0.00	0.00	E2		E1 0	0	E2	
E3		E4		E3		E4	
E5		E6		E5		E6	

Abbildung 57 Menü zur Messung der EMG-Offset- und Maximawerte

Zur Teleoperation der Steifigkeit der WHISG Hand dient das linke Menü auf Abbildung 58. Innerhalb dieses Menüs wird automatisch eine Verbindung zur seriellen Schnittstelle geöffnet. Das Senden der Daten erfolgt nur, wenn ein Empfänger diese anfordert. Zur Kontrolle der Kalibrierung sowie des Einflusses jeder Elektrode auf die berechnete Steifigkeit kann das Visualisierungsmenü genutzt werden. Der gefilterte Wert jeder Elektrode sowie der Steifigkeitswert wird durch verschiedenfarbige Balken angezeigt.

Stiffness Measurement Box				Stiffness Measurement Box						
EMG Hand Control				EMG visualization menu						
Stiffness for WHISG Hand				E1	E2	E3	E4	E5	E6	Stiffness
										

Abbildung 58 Menü zum Senden der Steifigkeit an die WHISG Hand (links) sowie zur Visualisierung der derzeitig gemessenen Steifigkeit (rechts)

Vor Verwendung des Kraftsensors muss dieser mit einem bekannten Gewicht kalibriert werden (Abb. 59). Durch Bewegen des Joysticks nach unten wird eine Referenzmessung ohne Gewicht durchgeführt. Danach zeigt das Display die Aufforderung, das Gewicht auf den Perturbator zu legen, bevor durch erneutes Bewegen des Joysticks nach unten eine Messung der Analogwerte erfolgt. Eine durchgeführte Kalibrierung wird durch Setzen des *Calibration state*, also dem Zustand der Kalibrierung, auf 1 angezeigt.

Stiffness Measurement Box

Calibration menu

Calibration state: 0

Move Joystick when ready.

Abbildung 59 Menü zur Kalibrierung des Kraftsensors

Nach erfolgter Kalibrierung des Kraftsensors kann der MVC-Wert für die Kraft gemessen werden (Abb. 60). Eine Referenzmessung ohne Kraftausübung auf den Perturbator erfolgt durch Herunterdrücken des geführten Druckknopfes, bis der Elektromagnet ebendiesen in der unteren Position festhält. Eine erfolgte Referenzmessung wird durch Setzen des Calibration states auf 1 angezeigt. Durch Bewegen des Joysticks kann die MVC-Messung gestartet werden. Diese mittelt die gemessenen Kraftwerte über einen Zeitraum von 3 s. Nach Abschluss der Messung wird sowohl der zuletzt gemessene MVC-Wert als auch der Mittelwert über alle durchgeführten MVC-Werte auf dem Display angezeigt.

Stiffness Measurement Box

Force MVC measurement menu

Calibration state: 0

Current Force MVC value

0.00

Abbildung 60 Menü zur Messung des Kraft MVC-Wertes

Abbildung 61 zeigt die Einzelmenüs zur Messung eines sogenannten Perturbator Force Tasks als auch eine Trainingsfunktion, mit der Probanden vorab die Funktionalität kennenlernen können. In beiden Menüs wird der zuletzt gemessene Offsetwert des Kraftsensors sowie der Faktor zur Kalibrierung ebendieses angezeigt. Mittig wird die derzeit gemessene Kraft abgebildet. Im Falle des Force Task Menüs sind zusätzliche Informationen auf dem Display enthalten, wie beispielsweise die Nummer der als nächstes gemessenen Perturbation. Der Status der Kalibrierung als auch ob eine MVC-Messung durchgeführt wurde, wird in der Displaymitte angezeigt. Der gemessene MVC-Wert dient als Referenzwert, den der Proband prozentual erreichen und halten muss. Durch Bewegen des Joysticks nach oben kann der Prozentsatz zwischen 15 und 65 % in 10 % Schritten verändert werden. Als letzte Info wird der gefilterte

EMG-Wert der untersuchten Elektroden ausgegeben, damit der Proband eine visuelle Rückmeldung über die Muskelaktivität erhält.



Abbildung 61 Menü zur Messung eines Perturbator Force Tasks sowie zum Training

Nach Durchführung einer Perturbation können die berechneten Parameter wie den Zeitfens-terindices oder der Steifigkeit sowie der Kraftkurve dem Display entnommen werden. Diese Anzeige kann über eine Menüfunktion beliebig oft wiederholt werden (Abb. 62 unten), je-doch immer nur für die zuletzt durchgeführte Perturbation. Das Verhältnis zwischen EMG-Amplitude und Steifigkeit kann durch das *Normalization Depiction* Menü (Abb. 62 oben) grafisch dargestellt werden. Die anzuzeigende Elektrode kann durch Bewegen des Joysticks nach unten ausgewählt werden. Durch Bewegen des Joysticks nach oben wird die Darstellung der Perturbation als auch des Verhältnisses gestartet.

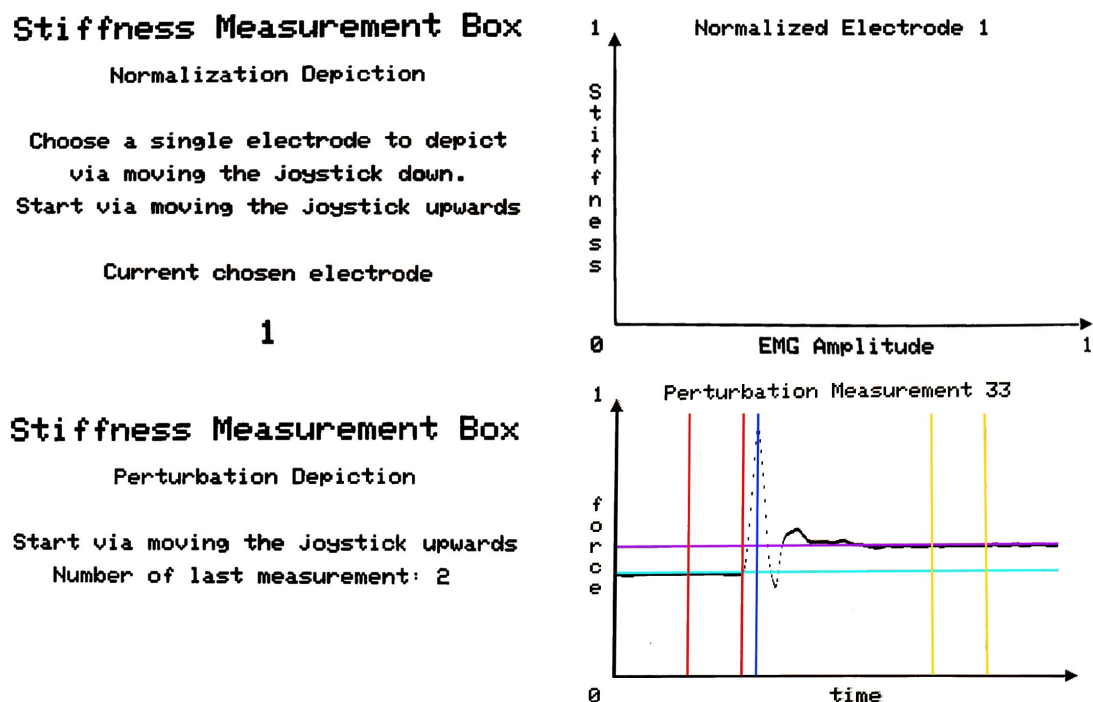


Abbildung 62 Einzelmenüs zur Anzeige des Verhältnisses zwischen EMG und Steifigkeit einzelner Elektroden (oben) sowie der zuletzt gemessenen Perturbationskurve (unten)

Das Menü zur Linearen Regression (Abb. 63) besitzt zwei Funktionen. Durch Bewegen des Joysticks nach oben startet die Schätzung einer theoretischen maximalen Steifigkeit K_{\max} aus

den Kraftwerten vor der Perturbation im Verhältnis zur berechneten Steifigkeit. Die Schätzung basiert auf der linearen Regression (Exkurs siehe Kap. 4.1.3). Zur Kalibrierung der EMG-Elektroden zur Steifigkeit muss der Joystick nach unten bewegt werden. Dies startet das Versenden der Daten über die serielle Schnittstelle an einen Linuxrechner, der über ein eigens erstelltes Pythonscript eine multiple lineare Regression durchführt und die erhaltenen Parameter wieder an den Arduino Due zurückgibt. Dies kann nur durchgeführt werden, wenn K_{\max} bereits berechnet worden ist, da dieser Wert zur Normalisierung der gemessenen Steifigkeitswert gebraucht wird.

Stiffness Measurement Box

Linear regression menu

Linear regression for Kmax

Start via moving the Joystick down

Multiple linear regression for EMG

Start via moving the Joystick upwards

Abbildung 63 Menü zur Berechnung der maximalen Steifigkeit durch lineare Regression sowie zur Kalibrierung von EMG zu Steifigkeit durch multiple lineare Regression

Innerhalb des *SD Card Deletion Menue* kann die verwendete SD-Karte von der Stiffness Measurement Box formatiert werden (Abb. 64). Ein Formatierungsvorgang startet durch Drücken des Joysticks. Ein erfolgreicher Löschvorgang wird auf dem Display angezeigt, bevor wieder das Ausgangsmenü angezeigt wird.

Stiffness Measurement Box

SD Card Deletion Menue

Push button to delete SD Card

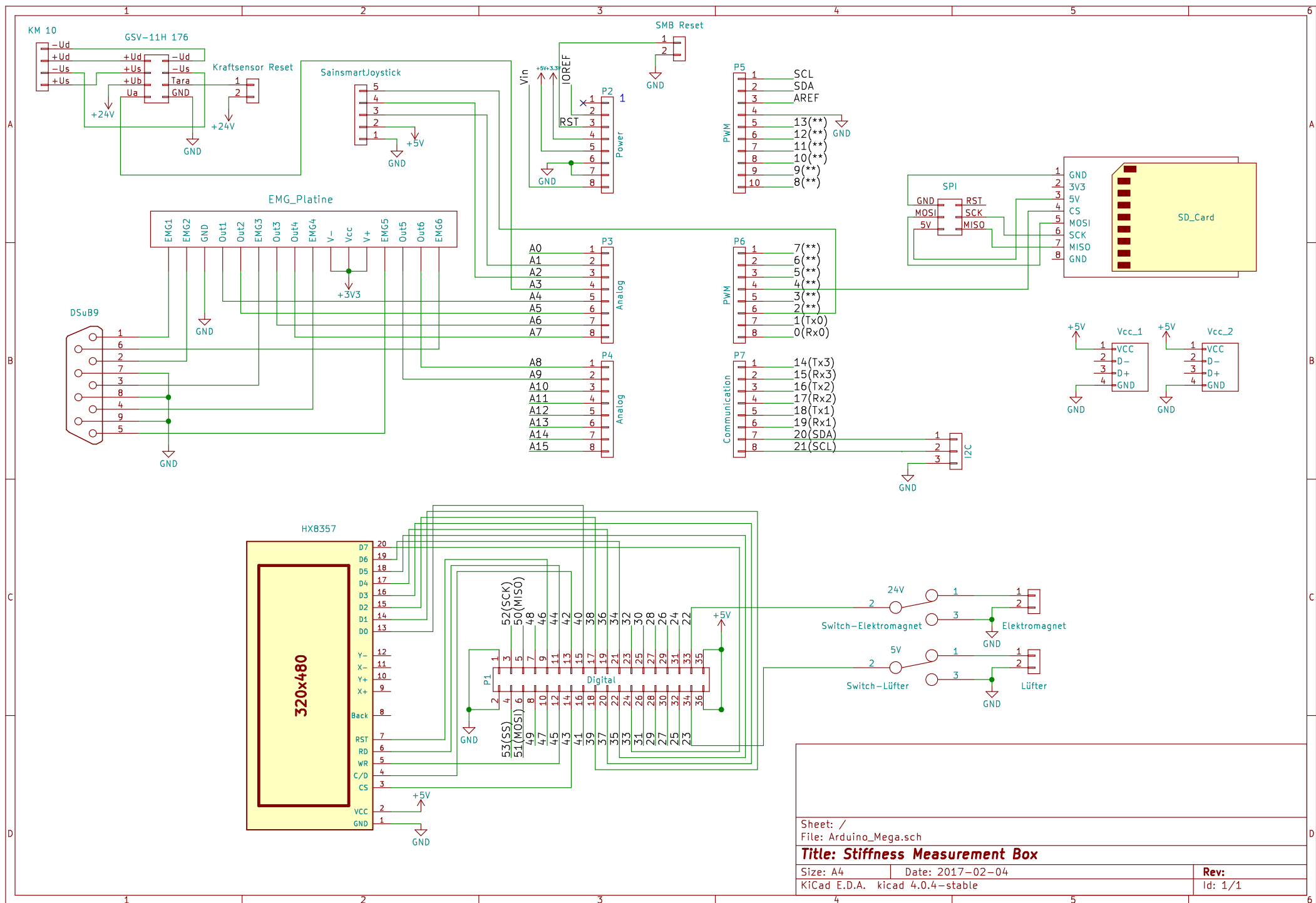
Abbildung 64 Menü zum Formatieren der SD-Karte

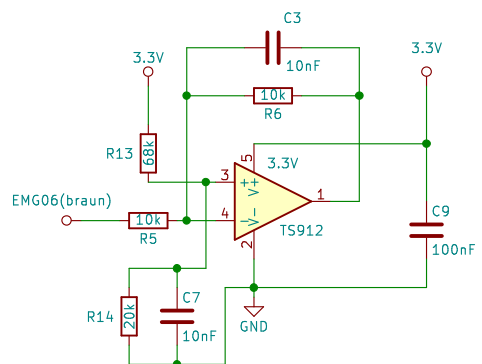
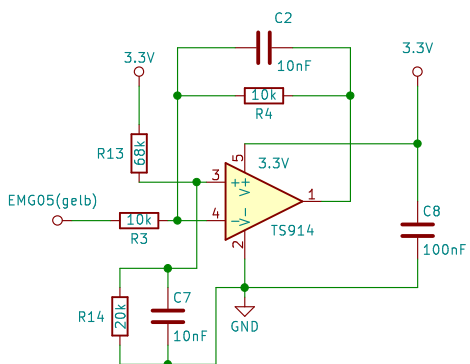
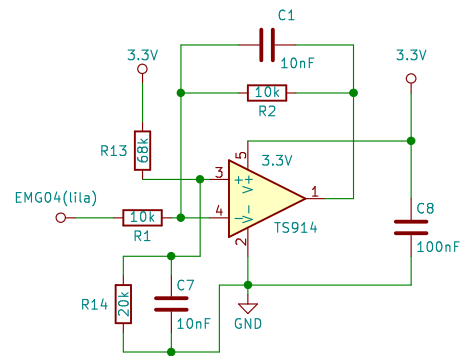
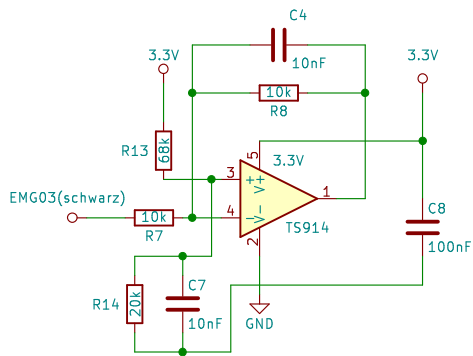
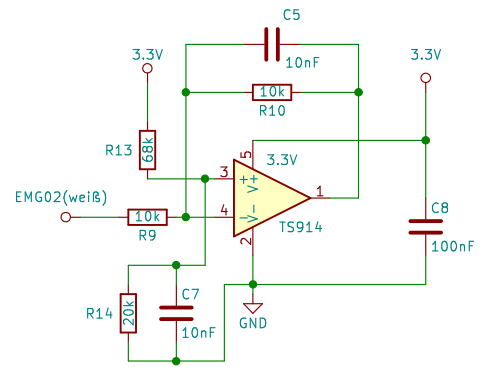
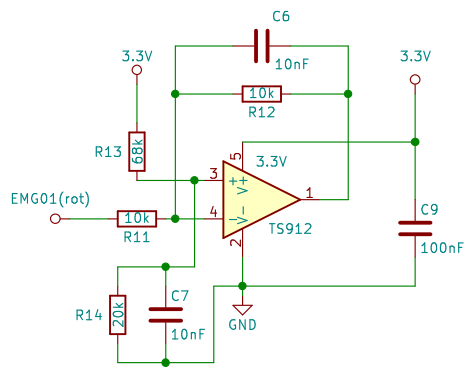
Über das *Write Serial/SD Menue* können unterschiedliche Messdaten auf die SD-Karte beziehungsweise zum seriellen Monitor des Arduino Due geschrieben werden (Abb. 65). Durch Bewegen des Joysticks nach unten wird der zu schreibende Datentyp ausgewählt. Die Bewegung nach oben startet den Schreibvorgang. Verfügbare Messdaten bilden die gewonnenen Elektroden- und Steifigkeitswerte, der Kalibrierungswert für den Kraftsensor, Kraft-, Zeit- und EMG-Werte der zuletzt durchgeführten Perturbation sowie die Werte der letzten Messung einer einzelnen Elektrode aus dem EMG Signal Display Menü.

Stiffness Measurement Box	Stiffness Measurement Box
Write Serial/SD Menue	Write Serial/SD Menue
Move Joystick up for writing data to serial (s) or SD card (SD)	Move Joystick up for writing data to serial (s) or SD card (SD)
Move Joystick down to choose data type	Move Joystick down to choose data type
Normalization Data (SD)	Calibration value (s)
Stiffness Measurement Box	Stiffness Measurement Box
Write Serial/SD Menue	Write Serial/SD Menue
Move Joystick up for writing data to serial (s) or SD card (SD)	Move Joystick up for writing data to serial (s) or SD card (SD)
Move Joystick down to choose data type	Move Joystick down to choose data type
Force Values Trial 2 (s)	Force Time Trial 2 (s)
Stiffness Measurement Box	Stiffness Measurement Box
Write Serial/SD Menue	Write Serial/SD Menue
Move Joystick up for writing data to serial (s) or SD card (SD)	Move Joystick up for writing data to serial (s) or SD card (SD)
Move Joystick down to choose data type	Move Joystick down to choose data type
EMG Buffer Trial 2 (s)	EMG single electrode (s)

Abbildung 65 Menü zum Schreiben verschiedener Messdaten auf die SD-Card sowie zur seriellen Schnittstelle

C.2 Schaltplan der Stiffness Measurement Box





DLR

Sheet: /

File: OP_Schaltung_EMG.sch

Title: Verstärkerschaltung EMG Mark Haas

Size: A4

Date: 2016-09-24

KiCad E.D.A. kicad 4.0.4-stable

Rev:

Id: 1/1

C.3 Filterabfolge der EMG-Signale

Bandpassfilter BP, Butterworth 2. Ordnung, Grenzfrequenz 20 - 450 Hz :

$$b_0(t) = b_1(t - 1)$$

$$b_1(t) = b_2(t - 1)$$

$$b_2(t) = b_3(t - 1)$$

$$b_3(t) = b_4(t - 1)$$

$$b_4(t) = C_0 \cdot S(t) + C_1 \cdot b_0(t) + C_2 \cdot b_1(t) + C_3 \cdot b_2(t) + C_4 \cdot b_3(t)$$

$$BP(t) = (b_0(t) + b_4(t)) - 2 \cdot b_2(t)$$

Koeffizientenvektor C_i für Sampling Raten 2 kHz und 10 kHz :

$$C_{i, 2 \text{ kHz}} = \begin{bmatrix} 0.23386 \\ -0.18338 \\ 0.59223 \\ -1.55289 \\ 2.14009 \end{bmatrix} \quad C_{i, 10 \text{ kHz}} = \begin{bmatrix} 0.01558 \\ -0.68247 \\ 2.98104 \\ -4.91354 \\ 3.6149 \end{bmatrix}$$

Gleichrichtung des Bandpass gefilterten Signals BP (t) durch Quadrieren und Wurzel ziehen:

$$S^*(t) = \sqrt{BP(t)^2}$$

Quadratisches Mittel des gleichgerichteten Signals $S^*(t)$, Fensterbreite $n = 75$ ms:

$$RMS(t) = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=0}^n S_i^*(t)^2}$$

Gleitender Mittelwert auf das quadratisch gemittelte Signal RMS (t), Fensterbreite $n = 75$ ms:

$$MW(t) = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n RMS(t)$$

C.4 Fragebogen für die Probandenstudie

Study about variable stiffness, force feedback and visual impairment for object grasping

Questionnaire

Date: _____

Subject ID: _____

Male: ☐ Female: ☐

Right-Handed: ☐ Left-Handed: ☐

Age: _____

Mental Demand: How much mental activity is required to perform the task? Was the task easy or complex?



Performance: How satisfied are you with your overall performance?



Frustration level: How insecure, discouraged, irritated, stressed and annoyed (versus secure, gratified, content, relaxed and complacent) do you feel about your job?



Please agree or disagree with the following statements:

1. Grasping was easiest with low stiffness

Strongly disagree ☐ Disagree ☐ Neither ☐ Agree ☐ Strongly Agree ☐

2. Grasping was easiest with high stiffness

Strongly disagree ☐ Disagree ☐ Neither ☐ Agree ☐ Strongly Agree ☐

3. Grasping was easiest with variable stiffness

Strongly disagree ☐ Disagree ☐ Neither ☐ Agree ☐ Strongly Agree ☐

4. I used the environment to get a secure grasp on the object

Strongly disagree ☐ Disagree ☐ Neither ☐ Agree ☐ Strongly Agree ☐

5. Force Feedback helped me get a secure grasp on the object

Strongly disagree ☐ Disagree ☐ Neither ☐ Agree ☐ Strongly Agree ☐

Annotations: You have some additional comments to the test like difficulties with visual impairment or disturbing factors during the task?

Anhang D: Ergänzungen zu den Ergebnissen

D.1 Detaillierte Ergebnisse der ersten Studie

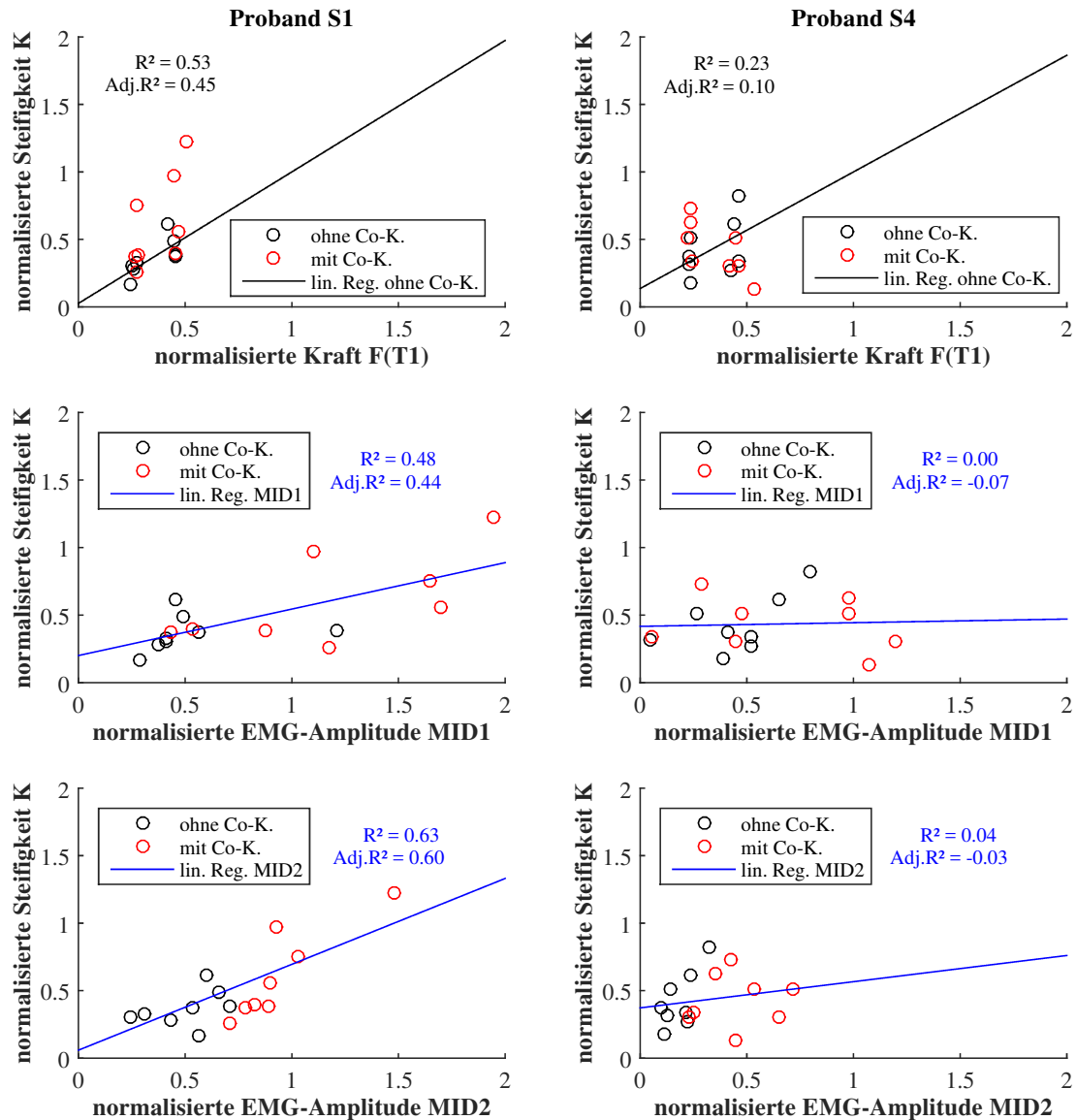


Abbildung 66 Ergebnisse der Kalibrierungsmethode für Probanden S1 (links) und S4 (rechts): (oben) Lineare Regression zwischen Kraft und Steifigkeit, (Mitte, unten) Lineare Regression zwischen EMG und Steifigkeit der beiden untersuchten Handmuskeln MID1 und MID2

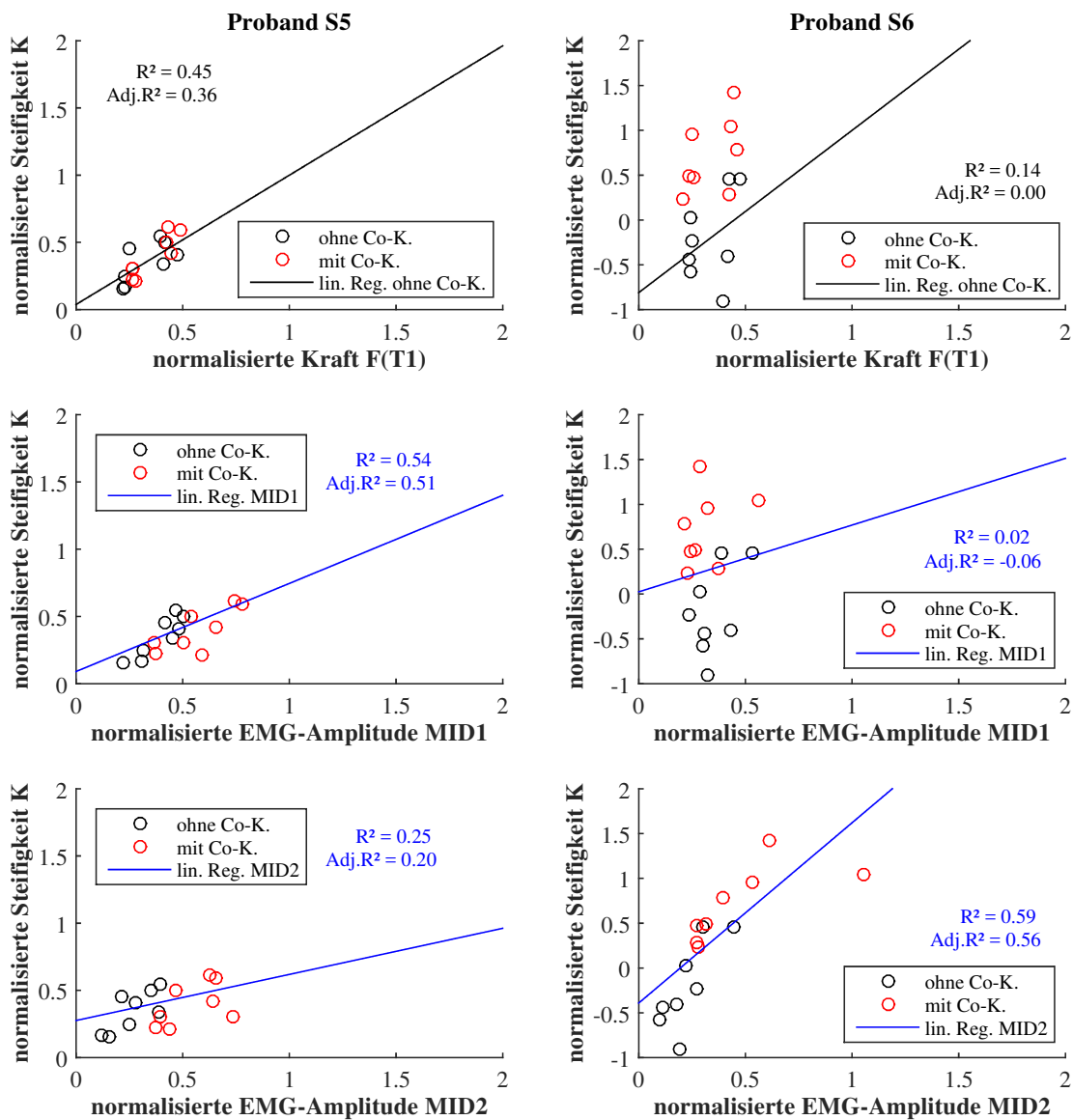


Abbildung 67 Ergebnisse der Kalibrierungsmethode für Probanden S5 (links) und S6 (rechts): (oben) Lineare Regression zwischen Kraft und Steifigkeit, (Mitte, unten) Lineare Regression zwischen EMG und Steifigkeit der beiden untersuchten Handmuskeln MID1 und MID2

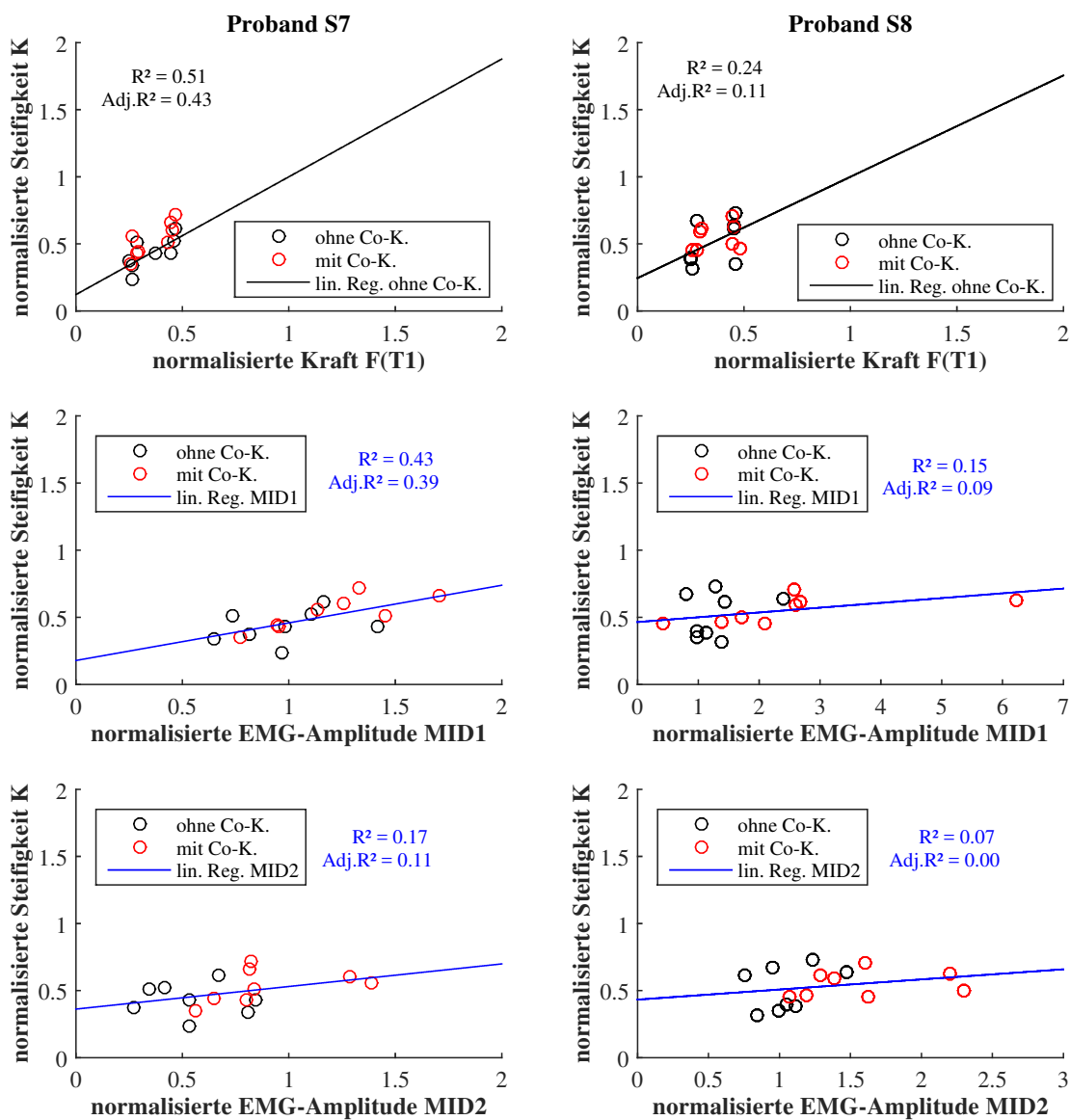


Abbildung 68 Ergebnisse der Kalibrierungsmethode für Probanden S7 (links) und S8 (rechts): (oben) Lineare Regression zwischen Kraft und Steifigkeit, (Mitte, unten) Lineare Regression zwischen EMG und Steifigkeit der beiden untersuchten Handmuskeln MID1 und MID2

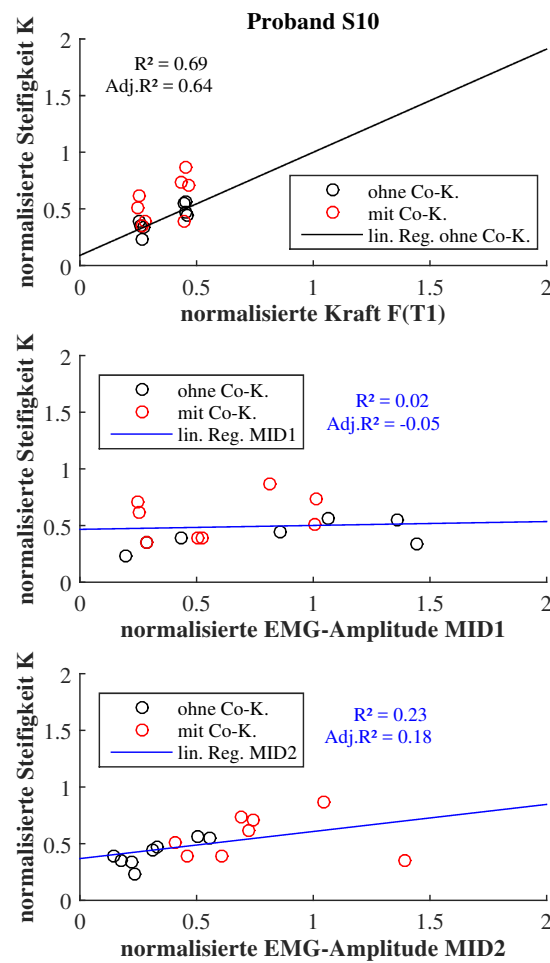


Abbildung 69 Ergebnisse der Kalibrierungsmethode für Probanden S10: (oben) Lineare Regression zwischen Kraft und Steifigkeit, (Mitte, unten) Lineare Regression zwischen EMG und Steifigkeit der beiden untersuchten Handmuskeln MID1 und MID2

D.2 Unnormierte Ergebnisse der Testmerkmale

Tabelle 13 Minima, Maxima, Mittelwerte und Standardabweichungen (Std.abw.) für die Zeit T der Testfaktoren K (L = niedrige, H = hohe, V = variable Steifigkeit), FF (J = ja, N = nein) und VI (J = ja, N = nein)

			Zeit T (s)			
K	FF	VI	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.abw.
L	N	N	4,63	18,89	8,73	3,30
H	N	N	5,30	15,77	8,64	2,70
V	N	N	5,19	10,59	7,39	1,65
L	N	J	6,60	60,66	20,18	16,11
H	N	J	6,85	49,50	13,49	10,56
V	N	J	5,50	40,70	13,79	8,74
L	J	N	4,47	15,21	8,88	2,83
H	J	N	4,67	14,77	8,28	2,98
V	J	N	5,39	18,63	9,50	3,26
L	J	J	7,65	54,97	23,48	12,96
H	J	J	5,16	63,03	11,93	11,36
V	J	J	5,65	32,25	13,96	7,22

Tabelle 14 Minima, Maxima, Mittelwerte und Standardabweichungen (Std.abw.) für die Anzahl der Greifvorgänge N der Testfaktoren K (L = niedrige, H = hohe, V = variable Steifigkeit), FF (J = ja, N = nein) und VI (J = ja, N = nein)

			Anzahl der Greifvorgänge N			
K	FF	VI	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.abw.
L	N	N	1	3	1,21	0,51
H	N	N	1	2	1,21	0,41
V	N	N	1	1	1,00	0,00
L	N	J	1	10	3,25	2,82
H	N	J	1	8	2,00	1,62
V	N	J	1	7	2,13	1,80
L	J	N	1	4	1,50	0,78
H	J	N	1	4	1,42	0,88
V	J	N	1	4	1,75	0,90
L	J	J	1	11	4,25	2,85
H	J	J	1	6	1,71	1,20
V	J	J	1	6	2,50	1,72

Tabelle 15 Minima, Maxima, Mittelwerte und Standardabweichungen (Std.abw.) für die kommandierte Position P der Testfaktoren K (L = niedrige, H = hohe, V = variable Steifigkeit), FF (J = ja, N = nein) und VI (J = ja, N = nein)

Kommandierte Position P						
K	FF	VI	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.abw.
L	N	N	0,636	0,887	0,789	0,071
H	N	N	0,561	0,884	0,789	0,082
V	N	N	0,454	0,872	0,749	0,098
L	N	J	0,701	0,904	0,836	0,048
H	N	J	0,534	0,873	0,794	0,079
V	N	J	0,496	0,900	0,764	0,101
L	J	N	0,440	0,869	0,712	0,119
H	J	N	0,411	0,827	0,668	0,127
V	J	N	0,366	0,856	0,627	0,127
L	J	J	0,517	0,898	0,776	0,095
H	J	J	0,443	0,845	0,720	0,100
V	J	J	0,385	0,921	0,703	0,125

Tabelle 16 Minima, Maxima, Mittelwerte und Standardabweichungen (Std.abw.) für das Drehmoment τ (Nm) der Testfaktoren K (L = niedrige, H = hohe, V = variable Steifigkeit), FF (J = ja, N = nein) und VI (J = ja, N = nein)

Drehmoment τ (Nm)						
K	FF	VI	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.abw.
L	N	N	0,265	0,672	0,405	0,099
H	N	N	0,385	0,750	0,565	0,110
V	N	N	0,207	0,697	0,506	0,135
L	N	J	0,221	0,687	0,454	0,134
H	N	J	0,363	0,751	0,584	0,135
V	N	J	0,178	0,864	0,528	0,177
L	J	N	0,078	0,466	0,323	0,100
H	J	N	0,218	0,705	0,484	0,125
V	J	N	0,177	0,718	0,414	0,145
L	J	J	0,216	0,713	0,421	0,679
H	J	J	0,215	0,811	0,525	0,168
V	J	J	0,198	0,721	0,496	0,151

Anhang E: Ergänzungen zur Diskussion

E.1 Muskelaktivität der Kalibrierung

Tabelle 17 Gefilterte Muskelaktivität des MID1 (mV) und MID2 (mV) sowie der gemessene Offset (Ruheaktivität) mit der WHISG Hand und dem GKM in der Hand des jeweiligen Probanden, für Proband P3 liegen aufgrund eines Messfehlers keine Offsetwerte vor

	P1	P2	P3	P4	P5	P6
MID1	92,08	36,71	106,86	23,43	108,86	60,61
	63,17	69,46	129,93	72,43	74,93	83,00
	97,92	51,44	119,70	35,83	88,50	50,00
MID2	38,64	35,93	27,64	124,50	61,72	28,96
	31,14	41,47	49,09	145,97	59,01	35,83
	26,70	43,63	41,04	133,04	55,08	22,41
Offset MID1	2,93	3,31	-	3,07	7,35	9,75
Offset MID2	22,17	12,45	-	5,49	12,57	3,45

E.2 Korrelationen zwischen den Testmerkmalen

Tabelle 18 Korrelation ρ nach Pearson und Signifikanzniveau p der Korrelation aller Testmerkmale; Signifikanzlevels '****' = $p < 0,001$; '***' = $p < 0,01$; '**' = $p < 0,05$; '.' = $p < 0,1$; '-' = $p > 0,1$

Korrelation ρ					
	T	N	P	τ	Versuch
T	1,00	0,90	0,15	0,10	0,01
N	0,90	1,00	0,14	0,06	0,05
P	0,15	0,14	1,00	0,29	-0,12
τ	0,10	0,06	0,29	1,00	-0,02
Versuch	0,01	0,05	-0,12	-0,02	1,00
Signifikanz p					
	T	N	P	τ	Versuch
T		***	*	-	-
N	***		*	-	-
P	*	*		***	*
τ	-	-	***		-
Versuch	-	-	*	-	

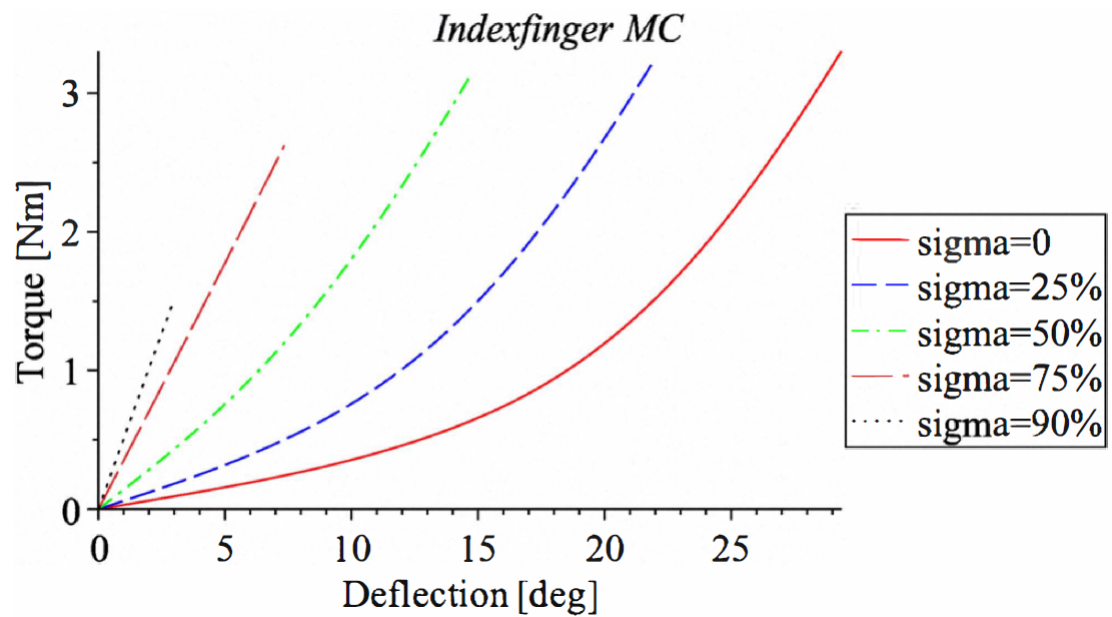
E.3 Verhältnis der Auslenkung zum Gelenkdrehmoment

Abbildung 70 Verhältnis zwischen Auslenkung α (*deflection*, Grad) und Gelenkdrehmoment τ (*torque*, Nm) des MCP-Gelenkes des Indexfingers [Friedl *et al.*, 2011]

Erklärung

Ich versichere, dass ich diese Masterarbeit selbstständig angefertigt, nicht anderweitig für Prüfungszwecke vorgelegt, alle benutzten Quellen und Hilfsmittel angegeben, sowie wörtliche und sinngemäße Zitate gekennzeichnet habe.

Kempton, am 15. Mai 2017

.....

Unterschrift

Ermächtigung

Hiermit ermächtige ich die Hochschule Kempton zur Veröffentlichung der Kurzzusammenfassung (Abstract) meiner Arbeit, z. B. auf gedruckten Medien oder auf einer Internetseite.

Kempton, am 15. Mai 2017

.....

Unterschrift

